Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Vergleichende Leistungs- und Temperaturuntersuchungen mit Mikromotor und Turbine

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Rolf Miller
aus Sigmaringen

1977

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523719_0033

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Vergleichende Leistungs- und Temperaturuntersuchungen mit Mikromotor und Turbine

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Rolf Miller
aus Sigmaringen

1977

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. R. Lempp
Berichterstatter: Professor Dr. E. Körber

JÄGER-DRUCK · 7460 Balingen 12

Meinen Eltern in
Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
2.	ALLGEMEINE VORBEMERKUNGEN ÜBER ZAHNÄRZTLICHE BOHR- UND SCHLEIF-ANTRIEBE	2
2.1	Historische Betrachtung	2
2.2	Forderungen an dentale Antriebs-geräte	4
2.3	Vor- und Nachteile des Mikromotors	5
2.4	Vor- und Nachteile der Turbine	6
2.5	Einfluß des Antriebsgerätes auf die zahnärztliche Behandlung	9
2.6	Möglichkeiten der Reduktion der Wärmeentwicklung bei der Präparation	13
3.	LITERATURÜBERSICHT ÜBER BISHERIGE UNTERSUCHUNGEN	15
3.1	Temperaturmessungen beim höchst-tourigen Schleifen	16
3.2	Histologische Untersuchungen	21
4.	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	23
4.1	Einordnung und Zielsetzung	23
4.2	Prüfkörper	24
4.3	Haltevorrichtung für die Prüfkörper	26
4.4	Versuchsapparatur	28
4.4.1	Exzenter- und Nockenkonstruktion zur Nachahmung einer Schleifbewegung	28
4.4.2	Wagen	33
4.4.3	Modifizierte, künstliche Mundhöhle	34
4.4.4	Hebelkonstruktion zur Befestigung der Winkelstücke	34
4.4.5	Thermostat	35

		Seite
4.4.6	Schaltgetriebe mit Zusatz-Untersetzung	35
4.4.7	Thermoelement	36
4.4.8	Temperatur-Registrier-Gerät	36
4.4.9	Vorrichtung für Wasserstrahlkühlung	37
4.5	Graphische Darstellung der Schleifkörper- und Prüfkörperbewegung	41
4.6	Ablauf eines Schleifintervalles	43
4.7	Versuchsablauf	45
5.	ERGEBNISSE	48
5.1	Statistische Auswertung	49
5.2	Versuchsreihen unter Verwendung des Sirona-Mikromotors (120 000 U/min)	51
5.3	Versuchsreihen unter Verwendung der KaVo All-Air-Turbine 615 (415 000 U/min)	56
6.	DISKUSSION	60
7.	ZUSAMMENFASSUNG	67
8.	LITERATURVERZEICHNIS	70

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Für die maschinelle Bearbeitung der Zahnhartsubstanzen mit Bohrern und Schleifkörpern stehen heute zwei unterschiedliche Antriebssysteme zur Verfügung: der Elektromotor und die Turbine. Eine von WÜTSCHNER (1971) durchgeführte Befragung von praktizierenden Zahnärzten ergab, daß bei Kronenpräparationen der Großteil der Präparationstätigkeit mit der Turbine erledigt und lediglich die Feinpräparation mit dem Mikromotor durchgeführt wird; die Mehrzahl der Praktiker will auf die Turbine nicht verzichten, obwohl in Abriebversuchen die Überlegenheit des Mikromotors gegenüber dieser bewiesen wurde.
Aufgrund seiner Versuchsergebnisse kam der Autor zu der Erkenntnis, daß der Mikromotor bis heute nur als Ersatz für die konventionelle Bohr-maschine betrachtet wird und daß seine Vorteile und Möglichkeiten noch zu wenig erkannt und daher nicht voll ausgeschöpft werden.

Die vorliegende Arbeit soll dazu beitragen, die allgemeinen Feststellungen WÜTSCHNERS (1971) anhand reproduzierbarer Daten zu präzisieren und zu belegen.

Es wurde die Aufgabe gestellt, die Temperatur-Entwicklung und den Zeitaufwand beim Beschleifen genormter Elfenbeinkörper unter Verwendung höchsttouriger Geräte zu messen und diesbezüglich einen direkten Vergleich zwischen Elektro- und Luftantrieb anzustellen. Ziel der Untersuchungen ist es, einen Beitrag zur Auffindung einer optimalen Indikationsstellung für die Anwendung des Mikromotors und der Turbine zu leisten.

2. ALLGEMEINE VORBEMERKUNGEN ÜBER ZAHNÄRZTLICHE BOHR- UND SCHLEIFANTRIEBE

2.1 Historische Betrachtung

Über lange Jahre hinweg stand die konventionelle Bohrmaschine mit Doriotgestänge, deren Antrieb aus einem Gleichstrommotor bestand, im Mittelpunkt der zahnärztlichen Praxis. Nach dem Krieg wurde in der Zahnheilkunde die Tendenz zu höheren Drehzahlen beim Präparationsvorgang sichtbar (PÄTZOLD und Mitarbeiter, 1959). Durch mechanische Übersetzungsglieder konnte die Drehzahl der konventionellen Bohrmaschine von 6000 U/min zunächst auf 40 000 U/min, später sogar auf 100 000 U/min gesteigert werden.

Mit der Entwicklung der ersten Turbinen wurde ab etwa 1950 eine neue Epoche der zahnärztlichen Bohr- und Schleifantriebe eingeleitet. Zunächst erreichte die Wasserturbine Tourenzahlen bis 50 000 U/min, durch Drehzahlen von über 300 000 U/min ermöglichte dann die Luftturbine eine ungeahnte Schnelligkeit und Eleganz bei der Präparation der Zahnhartsubstanz. (BLEICHER, 1972). Auf diese Weise eroberte sich die Turbine in kürzester Zeit einen festen Platz in der zahnärztlichen Praxis — neben der konventionellen Bohrmaschine, die nach wie vor unentbehrlich war, da der Airotor nur höchste Drehzahlen zur Verfügung stellt, die heute bis über 500 000 U/min reichen.

Parallel zu der raschen Entwicklung rotierender Werkzeuge (PÄTZOLD und Mitarbeiter, 1959) wurden auch andere Verfahren konzipiert. Sowohl das Sandstrahlverfahren als auch das Ultraschallverfahren konnten sich jedoch in der klinisch-praktischen Erprobung nicht bewähren und so konzentrierten sich die Interessen wieder ausschließlich auf die technische Weiterentwicklung und Verbesserung der herkömmlichen rotierenden Werkzeuge.

Die konventionelle Bohrmaschine, auf die bei der Ausführung feiner Präparationsarbeiten trotz Airotor nicht verzichtet werden konnte, hatte zwei wesentliche Nachteile: zum einen war das Doriotgestänge außerordentlich arbeitsbehindernd, und zum anderen gingen durch die Schnurtransmission ca. 80 % der Motorleistung verloren. (vgl. KRESTEL undHOHMANN, 1969). Das Erscheinen des im Bohrhandgriff untergebrachten Elektro-Mikromotors im Jahre 1965 brachte diesbezüglich wesentliche Erleichterungen und Verbesserungen mit sich. Da die Zuführung der elektrischen Leitungen, des Wassers und der Luft über einen flexiblen Kunststoffschlauch erfolgt, ist dieser Bohrantrieb wesentlich handlicher als das Doriotgestänge (KRESTEL und HOHMANN, 1969) und besitzt daneben einen entschieden höheren Wirkungsgrad von ca. 50 % (WÜTSCHNER, 1971). Bei Verwendung von Über- und Untersetzungswinkelstücken stellt er einen außerordentlich großen Drehzahlumfang zur Verfügung, welcher sogar in den höchsttourigen Bereich hineinreicht.

Man hatte nach der Einführung des Airotors zunächst geglaubt, in ihm sei das "Non plus ultra" der zahnärztlichen Präparationstechnik gefunden worden, doch nach und nach zeigten sich auch die Schattenseiten der Turbinenpräparation (BLEICHER, P. 1972). Es bestand u. a. die Gefahr von Pulpaschädigungen und von Gehörschäden; so konnte z. B. bei vierzig Praktikern und einer Gruppe von Zahnmedizin-Studenten, welche die Turbine benützten, ein Gehörschwund bzw. ein Ohrenschaden nachgewiesen werden (vgl. BLEICHER, 1972). Andere Autoren weisen zumindest auf die Möglichkeit hin, daß durch das Turbinengeräusch eine Beeinträchtigung des Hörvermögens erzeugt werden kann. (BOHREN 1965, ESCHER 1960, FLOTTORP 1960).

Von den technischen Voraussetzungen her gesehen könnte der Mikromotor nicht nur die konventionelle Bohrmaschine, sondern auch zu einem großen Teil die Turbine ersetzen.

Er könnte deshalb und nicht zuletzt auch wegen der Gefahren, die der Umgang mit der Turbine mit sich bringt, eine Alternative zur Turbine darstellen.

2.2 Forderungen an dentale Antriebsgeräte

An ein zahnärztliches Antriebsgerät werden sowohl in zahnmedizinischer als auch in technischer Hinsicht hohe Anforderungen gestellt. Der vitale Zahn ist ein sehr empfindliches "Werkstück", bei dessen Bearbeitung nicht nur nach technisch rationellen Gesichtspunkten vorgegangen werden kann und darf. Um eine schonende maschinelle Bearbeitung bzw. Abtragung der Zahnhartsubstanzen zu ermöglichen, mußte sich die Entwicklung der Bohr- und Schleifantriebe neben dem Streben nach technischer Perfektion vor allem an medizinisch-physiologischen Erkenntnissen und Forderungen ausrichten und sich von ihnen die Ziele und Grenzen aufzeigen lassen (POLMAN-MOOY, 1961).

Die nachfolgenden Forderungen werden neben Erfahrungen und Erkenntnissen aus der praktischen Erprobung als Kriterien für die Beurteilung der verschiedenen Bohr- und Schleifantriebe herangezogen (vgl. WÜTSCHNER, 1971).

1. optimales Durchzugsvermögen
2. großer Drehzahlumfang
3. gute, möglichst stufenlose Regulierbarkeit der einzelnen Tourenzahlen
4. gute Handlichkeit; besonders bezüglich Gewicht und Größe des Handstückkopfes sowie Art des Bohrschlauches
5. unkomplizierte Bedienung
6. geringe Reparaturanfälligkeit
7. minimaler Pflegeaufwand

Über alle diese Gesichtspunkte ist, wie schon erwähnt, als Grundvoraussetzung die Möglichkeit der schonenden Behandlung des Zahnes und der umliegenden Gewebe zu stellen. Inwieweit der elektrische Mikromotor und die Luftturbine diesen Anforderungen gerecht werden, kann aus den folgenden Zusammenstellungen entnommen werden, in denen die Vor- und Nachteile beider Antriebe aufgeführt sind.

2.3 Die Vor- und Nachteile des Mikromotors

Vorteile

1. Hohe Durchzugskraft d. h. hohes Drehmoment; daraus resultiert eine große Leistungsfähigkeit. (BLEICHER, 1971)
2. Großer Drehzahlumfang; von 120 U/min bis 120 000 U/min durch Untersetzungs- bzw. Übersetzungswinkelstücke. (BLEICHER, 1971)
3. Die vorgewählte Drehzahl bleibt konstant, unabhängig von der Belastung d. h. bei Erhöhung des Druckes auf den Bohrer sinkt die Tourenzahl nicht ab, sondern sie wird durch Erhöhung der Motorklemmenspannung mit Hilfe der Steuerelektronik auf einem konstanten Niveau gehalten. (KRESTEL und HOHMANN, 1969)
4. Vor- und Rücklauf sind möglich, was beim Finieren der Kavitätenränder wünschenswert ist (WÜTSCHNER, 1971).
5. Erhöhte Sicherheit, da der Mikromotor nicht nachläuft d. h. Bohrer steht unmittelbar nach dem Abschalten des Motors still. (BLEICHER, 1971)
6. Verwendungsmöglichkeit von Bohrern und Schleifkörpern mit größerem Kopfdurchmesser, wodurch sich sehr hohe Schnittgeschwindigkeiten erzielen lassen; außerdem können auch längere Instrumente verwendet werden, was beim Arbeiten im Interdentalraum und bei der Kronenstumpfpräparation von Vorteil ist. (BLEICHER, 1971)

7. Geringe Reparaturanfälligkeit und Wartungsfreiheit. (BLEICHER, 1971)

Nachteile

1. Größe und Gewicht können arbeitsbehindernd bzw. arbeitserschwerend sein. (BLEICHER, 1971)
2. Fehlender apparativer Schutz von Pulpa und Zahnhartsubstanz (EICHNER und Mitarbeiter, 1971) vor thermischen Noxen infolge des hohen Durchzugsvermögens d. h. Motor bleibt auch bei hoher Druckanwendung nicht stehen.
3. Motor benötigt aufwendiges Versorgungssystem (BLEICHER, 1971)

2.4 Vor- und Nachteile der Turbine

Vorteile

1. Hohe Bohr- und Schleifleistung (BLEICHER, 1971)
2. Apparativer Schutz von Pulpa und Zahnhartsubstanz (EICHNER, 1971) vor thermischen Noxen: geringes Durchzugsvermögen der Turbine zwingt zu drucklosem Arbeiten, wodurch die Wärmeentwicklung an der Präparationsstelle und im Pulpencavum gering gehalten werden kann; erhöhte Druckanwendung führt automatisch zum Stillstand des Instrumentes.
3. Geringe physische Belastung des Behandlers: zum einen wegen des geringen Gewichtes der Turbine, zum anderen wegen der geringen aufzubringenden Vorschubkraft. (TSCHAMER, 1963)

Nachteile

1. Erhöhte Konzentrationsanforderung bei der Präparation (TSCHAMER, 1963)

2. Geringer Drehzahlumfang: Turbine stellt nur den höchsttourigen Drehzahlbereich zur Verfügung (EICHNER, 1966/a).
3. Starke Abbremsung (Drehzahlabfall) bei Kontakt des Instrumentes mit dem Zahn (EICHNER, 1966/a).
4. Erhöhte Gefahr einer Pulpenschädigung: artifizielle Eröffnung der Pulpa infolge Überextension oder zu tiefer Präparation von Kavitäten möglich, wegen der hohen Schnittleistung turbinengetriebener Instrumente und infolge des fehlenden Kontaktgefühls zwischen Instrument und Zahn (BLEICHER, 1971).
5. Irreparable Schädigungen des Gehörs sind möglich, verursacht durch den hohen Pfeifton (BOHREN, 1965).
6. Gefährdung des Behandlers durch abgeknickte Instrumente sowie durch aus der Mundhöhle herausschießende Amalgam- und Schmelzsplitter; zudem besteht Infektionsgefahr durch den stark keimbeladenen Spraynebel: bei Praktikern, die Turbinen benutzen, wurde eine Zunahme von Erkrankungen der Atemwege und Augen sowie von Augenverletzungen festgestellt (BLEICHER, 1972).
7. Erhebliche Rauhtiefe der präparierten Flächen und starke Gefügeauflockerungen im Schmelzbereich; ein Nacharbeiten mit niedertourigen Instrumenten ist nach Turbinenpräparation unerläßlich (EICHNER und Mitarbeiter, 1971).
8. Durchmesser und Länge der Instrumente ist durch das geringe Drehmoment begrenzt (EICHNER, 1966/a).
9. Fehlendes Kontaktgefühl zwischen Instrument und Zahn (MORRANT, 1975).
10. Begrenzte Lebensdauer der Kugellager.

Einige dieser oben aufgezählten Nachteile treffen nur für die kugelgelagerten Turbinen zu - nicht mehr aber für die neueren, luftgelagerten Turbinen: diese luftgelagerten

Turbinen zeichnen sich vor allem durch ein verbessertes Durchzugsvermögen aus. Dies erlaubt die Verwendung von Instrumenten mit größerem Durchmesser und ein Arbeiten in verschiedenen Geschwindigkeitsstufen. Außerdem vermittelt das höhere Drehmoment ein verbessertes Kontaktgefühl zwischen Instrument und Zahn und verhindert einen Drehzahlverlust bei Arbeiten mit einem definierten Andruck. Der niedrigere Geräuschpegel dieser Turbinen ist ebenfalls als sehr positiv zu bewerten - und nicht zuletzt ist die geringere Reparaturanfälligkeit infolge des Fehlens von Kugellagern als vorteilhaft in wirtschaftlicher Hinsicht zu beurteilen. (vgl. MORRANT 1975).

2.5 Einfluß des Antriebsgerätes auf die zahnärztliche Behandlung

Die fachgerechte Bearbeitung der Zahnhartsubstanz im Rahmen der zahnärztlichen Behandlung wird im Hinblick auf die Erfüllung zweier Bestrebungen durchgeführt:

1. möglichst schmerz- und erschütterungsfreie, für Pulpa und Zahnhartsubstanz schonende Präparation.
2. rationelle bzw. wirtschaftliche Behandlung d. h. möglichst kurze Präparationsdauer.

Die mit der Präparation verbundenen, unangenehmen Empfindungen werden nach WALSER (1959) durch mechanische und thermische Faktoren ausgelöst - nämlich durch Vibration, Druck und Wärme; daneben ruft die Durchtrennung der Odontoblastenfortsätze ebenfalls Schmerzen hervor (EICHNER und Mitarbeiter, 1971). Die Vibration und die Wärmeentwicklung werden von der Drehzahl beeinflußt, während die Druckanwendung vom Durchzugsvermögen des Antriebes abhängig ist. Diese Faktoren wiederum sind die Charakteristika eines Antriebsgerätes; demnach spielt für den Patienten die Auswahl des Antriebes eine wesentliche Rolle.

Nach VIOHL (1963/a) werden beim Bohren und Schleifen die Schwingungen der Instrumente auf den Zahn übertragen, der infolge seiner Starrheit die Reize unverändert auf das Paradontium und die darin liegenden Mechanorezeptoren überträgt. Mit steigender Drehzahl des Instrumentes nimmt die Schwingungsfrequenz zu, während die Schwingungsamplitude abnimmt; wenn die Schwingungswegeso klein werden, daß sie unterhalb der Intensitätsschwelle der Mechanorezeptoren liegen, ist ein Vibrieren nicht mehr spürbar. Die Begründung dafür, daß höhere Drehzahlen bei der Bearbeitung der Zahnhartsubstanz weniger unangenehm sind, ist demnach darin zu finden, daß mit steigender Tourenzahl die

Reizgröße abnimmt und schließlich unterschwellig werden kann. WALSER (1959) gibt für Vibrationsreize am Zahn bezüglich ihrer Wahrnehmbarkeit als obere Frequenzgrenze einen mittleren Wert von ca. 1000 Hertz = 60 000 U/min an; VIOHL (1963/a) gibt dazu jedoch zu bedenken, ob die begrenzte Leistungsfähigkeit des Meßgerätes nicht zu einer zu niedrigen oberen Grenze geführt hat.
Für die Praxis empfiehlt EICHNER (1971) die Anwendung von Drehzahlen über 60 - 80 Tausend UpM, wodurch die Vibration als Schmerzursache ausgeschaltet werden kann, da die Wahrnehmungsfähigkeit des Desmodonts auf Vibration überschritten wird.
POLMAN-MOOY (1961) betrachtet im höchsttourigen Bereich die Temperaturentwicklung als den hauptsächlich schmerzauslösenden und pulpaschädigenden Faktor; zu den höchsttourigen Geräten zählt EICHNER (1971) neben den Turbinen mit Drehzahlen von 300 000 - 500 000 U/min auch den Mikromotor mit Übersetzungswinkelstück, der eine Tourenzahl von maximal 120 000 U/min bietet.
Die Wärmeentwicklung an der Präparationsstelle ist direkt proportional der Vorschubkraft und der Schnittgeschwindigkeit des Instrumentes (VIOHL 1963/b); die Schnittgeschwindigkeit ist definiert als Produkt aus Drehzahl und Umfang des Instrumentes:

$$\text{Schnittgeschwindigkeit} = \text{Drehzahl} \times \text{Umfang des Instrumentes}$$

$$V = \text{U/min} \times (\varnothing \times \pi)$$

Unter sonst gleichen Umständen führt also eine Steigerung der Drehzahl zu einer Erhöhung der Temperatur an der Präparationsstelle; um die Wärmeentwicklung nicht zu erhöhen, muß demnach die Vorschubkraft im gleichen Verhältnis herabgesetzt werden, wie die Drehzahl erhöht wird.
Für die pulpennahe Präparation wurde aus diesen Erkenntnissen die Regel "je näher die Pulpa, desto niedriger die Drehzahl" abgeleitet.

Um die Forderung nach einer rationellen bzw. wirtschaftlichen Behandlung erfüllen zu können, müssen die Antriebsgeräte eine hohe Leistungsfähigkeit besitzen; die daraus resultierende Verkürzung der Präparationsdauer bringt nach TSCHAMER (1963) neben der Zeitersparnis und Arbeitserleichterung für den Behandler auch eine Verringerung der Belastung für den Patienten mit sich; außerdem kann bei kurzer Präparationszeit die Temperaturerhöhung im Pulpacavum gering gehalten oder vermieden werden, da wegen der geringen Wärmeleitfähigkeit der Zahnhartsubstanz die in der Zeiteinheit gebildete Wärmemenge nicht in die Umgebung abgeleitet werden kann. (WALSER, 1959).

Für die Bewertung der Leistung eines Antriebsgerätes sind die Drehzahl und das Drehmoment bzw. Durchzugsvermögen ausschlaggebend: die Drehzahl bestimmt die Schnittgeschwindigkeit des Instrumentes, während die Durchzugskraft die Druckanwendung begrenzt; die Zerspannungsleistung eines Instrumentes ihrerseits ist abhängig von der Schnittgeschwindigkeit und der Vorschubkraft, wobei bei konstantem Instrumentendurchmesser die Leistung in annähernd gleichem Ausmaß von Vorschubkraft und Tourenzahl beeinflußt wird (ADLER, 1966). Die Turbinen mit ihrem kleinen Drehmoment erlauben nur geringe Druckanwendung, bei höheren Vorschubkräften wird das Instrument sehr stark abgebremst oder gegebenenfalls zum Stillstand gebracht; diese Tatsache ist als Sicherheitsmoment zu beurteilen, da hohe Wärmeentwicklung durch zu starke Druckanwendung nicht möglich ist: EICHNER und Mitarbeiter, (1971) sprechen von einem apparativen Schutz von Pulpa und Zahnhartsubstanz. Bei den Mikromotoren ging mit dem hohen Durchzugsvermögen dieser apparative Schutz verloren; das hohe Drehmoment ermöglicht die Anwendung von hohen Vorschubkräften, wobei die Drehzahl durch eine Steuerelektronik konstant gehalten wird.

Die Leistungsfähigkeit der Turbine beruht also vorwiegend auf der hohen Drehzahl; es muß jedoch berücksichtigt werden, daß die Nenndrehzahl von Turbinen durch die eingespannten Instrumente infolge deren Luftwiderstand um durchschnittlich 20 % herabgesetzt wird (vgl. EICHNER, 1966/a). Eine Steigerung der Leistung durch erhöhte Druckanwendung ist nicht möglich, weil daraus ein starker Drehzahlabfall bzw. Stillstand des Instrumentes resultiert.

Beim Mikromotor basiert die Leistungsfähigkeit vorwiegend auf dem hohen Durchzugsvermögen, das hohe Vorschubkräfte ermöglicht und außerdem die Verwendung von Instrumenten mit größerem Durchmesser gestattet, wodurch sich sehr hohe Schnittgeschwindigkeiten erzielen lassen.

Aus dieser Betrachtung geht also hervor, daß in der Praxis derjenige Antrieb zu bevorzugen ist, der bei größtmöglicher Leistung angemessene Temperaturerhöhungen mit sich bringt.

2.6 Möglichkeiten zur Reduktion der Wärmeentwicklung bei der Präparation

Verschiedene Autoren weisen darauf hin, daß bei der höchsttourigen Präparation Fehler gemacht werden können, die selbst mit Kühlmitteln nicht kompensierbar sind und somit zu thermischen Noxen führen können; es wird betont, daß die Anwendung höchsttouriger Geräte nur bei sachgemäßer Handhabung und Arbeitsweise zu verantworten ist. Nach EICHNER und Mitarbeiter (1971) ist es eine grundsätzliche Notwendigkeit, daß nicht die Bohrmaschine die Technik und Art des Präparierens bestimmt, sondern das Wissen um mögliche Schädigungen von Pulpa und Zahnhartsubstanz und deren Vermeidung.

1. Anwendung eines Kühlmittels

ROTTKE und KLOS (1960), HUNKIRCHEN (1962), HOFMANN (1961), EICHNER und Mitarbeiter (1971) und KERESZTESI (1963) zeigten aufgrund ihrer Untersuchungen, daß die Anwendung eines Kühlmittels bei der höchsttourigen Präparation unerläßlich ist; bei Verwendung eines Kühlmediums werden die Pulpaveränderungen bzw. wird die Gefahr von Pulpaveränderungen gering gehalten. Als zweckmäßigste Kühlung bezeichnet HOFMANN (1961) die Wasserkühlung, da Wasser eine hohe Wärmekapazität und eine große spezifische Wärmeleitfähigkeit besitzt. Luftkühlung ist nach EICHNER und Mitarbeiter (1971) unzureichend.

2. Reduktion des Druckes (Vorschubkraft)

Nach HOFMANN (1959) ist die Wärmeentwicklung der Vorschubkraft und der Schnittgeschwindigkeit direkt proportional. Dies bedeutet also, daß durch mäßige Druckanwendung die gebildete Reibungswärme in Grenzen gehalten werden kann.

3. Intermittierende Arbeitsweise

HOFMANN (1961) weist darauf hin, daß die Temperaturerhöhung um so stärker ist, je länger ohne Pause am Zahn geschliffen wird. KERESZTESI (1963), WALSER (1959), HUNKIRCHEN (1962) fordern intermittierendes bzw. tupfendes oder kommaförmiges Arbeiten unter ständiger Hin- und Herbewegung bzw. streichender Bewegung des Instrumentes. POLMAN—MOOY (1961) empfiehlt folgenden intermittierenden Arbeitsrhythmus:

Maschinenantrieb:	0,6	sec Schleifdauer
	0,4	sec Pause
Airotor:	0,125	sec Schleifdauer
	0,375	sec Pause

4. Verwendung scharfer Instrumente (Bohrer und Schleifkörper)

Nach HOFMANN (1961) wird bei der Verwendung abgenützter Instrumente deren meiste Energie in Reibungswärme umgewandelt. Außerdem versucht der Behandler durch erhöhte Druckanwendung eine angemessene Bohr- bzw. Schleifleistung zu erzielen, woraus eine stärkere Wärmeentwicklung resultiert.

3. LITERATURÜBERSICHT ÜBER BISHERIGE UNTERSUCHUNGEN

Der Einzug der Luftturbine in die zahnärztliche Praxis löste eine Flut von wissenschaftlichen Untersuchungen aus. Zahlreiche Autoren befaßten sich mit den Begleitumständen, Auswirkungen und Folgen des Bohrens und Schleifens in allen Drehzahlbereichen. Einen sehr breiten Raum nahmen dabei Temperaturmessungen in den Zahnhartsubstanzen und im Pulpencavum ein. Den Anstoß zu diesen Arbeiten, die sich mit thermischen Problemen auseinandersetzten, gaben in erster Linie die steigende Zahl von Pulpaschädigungen, die seit der Einführung der Turbine zu beobachten war, und die Vermutung, daß es sich dabei um thermische Schäden handelte.

Aufgrund ihrer Untersuchungsergebnisse konnten verschiedene Autoren diese Vermutung bestätigen: übereinstimmend wird die Möglichkeit und Gefahr einer thermischen Schädigung von Pulpa und Zahnhartsubstanz bei der höchsttourigen Präparation eingeräumt.
Ergänzt wurden diese Untersuchungen durch histologische Befunde von Pulpen präparierter Zähne, mit denen die Folgen des thermischen Präparationstraumas gezeigt werden konnten.

Aus der Fülle der diesbezüglichen Literatur werden im Folgenden nur diejenigen Arbeiten berücksichtigt, die sich mit Temperaturmessungen beim höchsttourigen Schleifen befassen, da die eigenen Untersuchungen sich ebenfalls auf Schleifversuche mit höchsten Drehzahlen erstrecken.

3.1 Temperaturmessungen beim höchsttourigen Schleifen

ROTTKE und KLOS (1960) führten Messungen des Temperaturverlaufs am Pulpendach beim Schleifen mit Turbinengeräten an frisch extrahierten Zähnen unter Verwendung verschiedener diamantierter Schleifkörper durch. Bei Spraykühlung, mit annähernd physiologischer Spraytemperatur, betrugen die maximalen in Pulpennähe verzeichneten Temperaturen 38° C. Bei den Versuchsreihen ohne Spraykühlung traten Temperaturen zwischen 43,5° C und 46,0° C auf. Aufgrund dieser Ergebnisse stuften sie die Gefahr einer Wärmeschädigung der Pulpa bei Sprayanwendung als relativ gering ein; es wird aber ausdrücklich festgestellt, daß die Präparation im höchsttourigen Bereich unter bestimmten Voraussetzungen bei Nichtbeachtung wichtiger Grundsätze (mangelhafte Sprayanwendung, Verwendung abgenutzter Schleifkörper) zu thermischen Insulten der Pulpa führen kann.

POLMAN-MOOY (1961) stellte Untersuchungen über die Temperaturerhöhung in Zahnhartsubstanzen beim Schleifen mit der Turbine an. Er führte seine Versuche an genormten Dentin-Prüfkörpern mit walzenförmigen Diamanten durch. Bei Anwendung eines Wasser- Luft-Spray bzw. von Wasserstrahlkühlung ermittelte er Temperaturerhöhungen von 8 - 10,7° C, während ohne Kühlung die Temperaturerhöhung über 30° C lag.

HOFMANN (1959; 1961) befaßte sich mit der Temperaturentwicklung im Pulpencavum und an der Schnittfläche bei verschiedenen Präparationsarbeiten mit der Turbine. Bei Kronenstumpfpräparationen an frisch extrahierten Zähnen mit normalem Handdruck registrierte er Temperaturerhöhungen im Pulpencavum von 1,5° C bis 6,5° C bei der Versuchsreihe ohne Wasserkühlung — bei Versuchen mit Wasserkühlung konnten keine Temperaturerhöhungen am Pulpendach festgestellt werden.

Die Temperaturerhöhungen an der Schleiffläche ermittelte er mit Hilfe von Thermochromen an Dentinscheiben. Mit walzenförmigen Diamanten unter ständiger Hin- und Herbewegung wurden ohne Wasserkühlung Temperaturen zwischen 50° C und 65° C gemessen; bei der Versuchsreihe mit Wasserkühlung zeigten die Thermochromen keinen Farbumschlag an d. h. die Temperaturen lagen mit Sicherheit wesentlich unter 50° C, da Thermochrome erst ab 50° C anzeigen. Wenn mit einer Diamantkugel ohne Kühlung immer auf derselben Stelle geschliffen wurde, stiegen die Temperaturen je nach der Eindringtiefe des Instrumentes auf 100° C bis 290° C.

Aus seinen Untersuchungen leitete der Autor die Forderung ab, daß die Turbinenpräparation nur mit Wasserkühlung unter ständiger Hin- und Herbewegung des Instrumentes erfolgen darf; er stellt außerdem fest, daß die Temperaturerhöhung um so stärker ist, je länger am Zahn ohne Pause geschliffen wird.

KERESZTESI (1963) stellte sich die Aufgabe, die bei der Kavitäten- und Vollkronenpräparation im Dentin auftretende Erwärmung zu bestimmen. Er führte seine Untersuchungen an in situ befindlichen wie auch an extrahierten Zähnen unter Verwendung turbinengetriebener, zylindrischer Diamantschleifer durch. Alle Versuche wurden mit Spraykühlung und bezüglich Arbeitsdruck und Tourenzahl unter praxisgerechten Bedingungen durchgeführt.
Bei der Kavitätenpräparation betrug die Erwärmung des Dentins durchschnittlich 3,2° C — bei der Vollkronenpräparation ergab sich eine Erwärmung im Dentin von 4° C bis 3° C.
Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse stellte er einige Regeln für die Handhabung der Luftturbine auf: zum einen sollten Präparationsarbeiten mit der Turbine nur unter Spraykühlung erfolgen, zum anderen sollte intermittierend unter ständiger Hin- und Herbewegung des Schleifkörpers

gearbeitet werden; außerdem stellt er fest, daß bei höchsten Drehzahlen trotz Spraykühlung bei Vorliegen ungünstiger Voraussetzungen (ungenügender Spray, abgenützte Instrumente, hohe Druckanwendung, fehlende intermittierende Arbeitsweise) Temperaturen erreicht werden können, die nicht nur Schmerzempfindungen auslösen, sondern auch Gewebeschädigungen bewirken können.

Über Schleifversuche, bei denen auch der Mikromotor angewendet und erprobt wurde, konnte keine Veröffentlichung gefunden werden. Lediglich BLEICHER (1971/72) berichtet über einen Versuch von Lagny, bei dem das Leistungsvermögen des Mikromotors und der Turbine getestet wurde: Dieser führte Abriebversuche an extrahierten Zähnen mit Mikromotor und Turbine durch. Bei konstanter Versuchsdauer mit einem 1,80 mm Wolfram-Fissurenbohrer betrug das Gewicht des abgetragenen Materials mit der Turbine 0,17 g, mit Mikromotor 0,78 g. Bei Verwendung eines 1,10 mm Wolfram-Fissurenbohrers wog der Abrieb des luftgetriebenen Instrumentes 0,18 g, der des maschinengetriebenen Instrumentes 0,40 g. Mit diesen Daten konnte Lagny zeigen, daß der Mikromotor der Turbine in Bezug auf die Abriebsleistung weit überlegen ist. Für die Praxis bedeutet dies einerseits Zeitgewinn für den Behandler und andererseits eine geringere Belastung für den Patienten, wegen der Verkürzung des meist mit unangenehmen Sensationen verbundenen Präparationsvorganges.

Die Unterschiedlichkeit der aufgeführten Ergebnisse kann erklärt werden durch die verschiedenen Versuchsbedingungen sowie durch die unterschiedliche Durchführung der Versuche. Zwei Faktoren, die das Meßergebnis ganz wesentlich beeinflussen sind einerseits die Entfernung der Lötstelle des Thermoelementes von der Präparationsstelle bzw. vom Bohrer oder Schleifkörper und andererseits die Temperatur der als Kühlmedium verwendeten Sprayflüssigkeit (KERESZTESI, 1963). Darüberhinaus wird das Ausmaß der Tem-

peraturveränderungen von folgenden Faktoren beeinflußt (nach KERESZTESI, 1963):

1. Drehzahl des Bohrers bzw. Schleifkörpers
2. Vorschubkraft
3. Größe, Schärfe und physikalische Eigenschaften des Schleifkörpers insbesondere Wärmeleitfähigkeit, spezifische Wärme
4. Präparationsdauer und der Dauer des ununterbrochenen Kontaktes des Instrumentes mit dem Prüfkörper
5. Härte, Wärmeleitfähigkeit, Wärmekapazität und Volumen des Prüfkörpers

Aufbauend auf Untersuchungen von MAYER (1966) führte PANGIDIS (1971) Temperaturmessungen beim Ausbohren von Amalgamfüllungen durch. Er untersuchte den Einfluß verschiedener Faktoren auf die Temperaturentwicklung und die Ausbohrdauer: zu diesem Zweck wurden genormte Amalgamprüfkörper mit verschiedenen Vorschubkräften, Drehzahlen und unterschiedlichem intermittierendem Rhythmus mit Rosenbohrern bearbeitet. Es wurden zwei verschiedene Antriebsgeräte getestet: der Siemens-Sirona-Mikromotor (Maschinenantrieb) mit Untersetzungswinkelstück (6000 U/min), mit Winkelstück 1 : 1 (40 000 U/min) sowie mit Schnellaufwinkelstück (120 000 U/min) und die Siemens-Sirona-Turbine (300 000 U/min).

Der Verfasser kam dabei zu der Erkenntnis, daß bei konstanter Ausbohrstrecke die Ausbohrzeiten unter Anwendung von Wasserspray mit dem Mikromotor wesentlich kürzer sind als mit der Turbine, da dieser wegen des höheren Drehmoments eine größere Belastbarkeit besitzt; der Temperaturanstieg ist bei Maschinenantrieb hingegen nur geringfügig größer. Bei den Versuchen ohne Kühlung lag der

Temperaturanstieg bei Maschinenantrieb in einem Bereich, der keine allzugroße Gefahr einer Temperatureinwirkung auf die Zahnhartsubstanzen und die Pulpa darstellt, während er bei Luftantrieb wesentlich höher lag.

Zusammenfassend konnte PANGIDIS (1971) zwei für das Ausbohren von Amalgamfüllungen maßgebende Faktoren aufzeigen:

1. Angemessene Resultate in Bezug auf die Temperaturerhöhung und die Ausbohrdauer sind nur mit höchsten Drehzahlen zu erreichen; normal- und hochtouriges Arbeiten sind für die Praxis unrationell und unwirtschaftlich.

2. Der Mikromotor ist bezüglich dem Leistungsvermögen der Turbine deutlich überlegen, wobei der etwas höhere Temperaturanstieg als relativ ungefährlich für die Zahnhartsubstanz und die Pulpa bezeichnet werden kann, d. h. der Maschinenantrieb ermöglicht in der Praxis ein sehr rationelles und wirtschaftliches Arbeiten unter gleichzeitiger Schonung von Zahnhartsubstanz und Pulpa.

3.2 Histologische Untersuchungen

Bei der Durchsicht der diesbezüglichen Literatur gelangt man zu der Erkenntnis, daß die beim Präparationsvorgang entstehende Reibungswärme neben Schmerzempfindungen auch Gewebsschädigungen in den Zahnhartsubstanzen und in der Pulpa hervorrufen kann, wobei das Ausmaß der Schädigung nach LISANTI und ZANDER (1952) nicht nur von der Temperaturhöhe, sondern auch von der Einwirkungsdauer abhängt.

Nach HENSEL und MANN (1956) werden beim vitalen Zahn durch geringere Temperatureinwirkungen Schmerzen ausgelöst — je nach der Höhe der Erwärmung werden geringe bis heftige Empfindungen hervorgerufen; die Wärmeschmerzschwelle wird an der Schmelz - Dentin - Grenze mit 47,7° C, im Pulpencavum mit 36,6° C angegeben. Bei der Einwirkung höherer Temperaturen wird in zahlreichen Erörterungen über Hitzeschädigungen im Dentin und in der Pulpa berichtet. KERESZTESI (1963), EICHNER und Mitarbeiter (1971), STEIN (1963), RAUBER (1962), KLÖTZER (1973) u. a. weisen darauf hin, daß es unter bestimmten Umständen z. B. bei trockener Präparation zu Verbrennungen im Dentin kommen kann, wobei histologisch eine Depolymerisation organischer Bestandteile des Zahnbeins und eine Desorganisation der feingeweblichen Mikrostrukturen vorliegt. Daneben können aufgrund von Wärmespannungen in den Zahnhartsubstanzen Spannungsrisse im Schmelz und Dentin verursacht werden.

KLÖTZER (1973) konnte bei seinen Untersuchungen trotz intensiver Wasserspraykühlung und verschiedener Präparationsarten keine absolut atraumatische Präparation mit Diamant - Schleifern erreichen; der Hitzeschaden in der Pulpa wurde immer dort gefunden, wo die angeschnittenen Dentinkanälchen enden. Als Faktoren der Pulpaschädigung nach Präparation führt er Hitze, Dehydration und Druck an, als Ort der irreversiblen Schädigung lebenden Gewebes be-

zeichnet er die Präparationsstelle, da die Pulpa mit den Odontoblastenfortsätzen unmittelbar an jede im Dentin gelegene Arbeitsfläche heranreicht; aus demselben Grund kann auch nach Auffassung des Autors die bei der Präparation belassene Dentinschicht zwischen Präparationsstelle und Pulpa nicht einfach als Wärmeisolator wirken.
EICHNER (1966/b), KLÖTZER (1973), KLUCZKA (1961), MAEGLIN (1960), RIETHE (1969), STÜBEN und HOPPE (1964) und andere konnten bei verschiedenen Präparationsmethoden und unterschiedlicher Art und Intensität der Kühlung histologische Veränderungen der Pulpen präparierter Zähne nachweisen. Die Gewebsalterationen reichen von

> der Verlagerung von Odontoblastkernen in die Dentinkanälchen, der Auflockerung und Reduzierung der Odontoblastenschicht, von hydrophischen Hohlraumbildungen zwischen Prädentin und Odontoblastenschicht und von entzündlichen Reaktionen, Abszeßbildungen bis zu degenerativen Prozessen sowie nekrotischen Veränderungen im Pulpengewebe.

Hierbei wird die Möglichkeit diskutiert, daß diese histologischen Veränderungen im Pulpengewebe durch toxische Verbrennungsprodukte der Dentinmatrix und der Odontoblastenfortsätze verursacht werden.
EICHNER (1971) weist darauf hin, daß es auch dann zu Veränderungen der Pulpa kommen kann, wenn bei der Präparation keine Schmerzen auftraten.

In ihrer Gesamtheit untermauern diese Untersuchungen die Forderung, die Wärmeentwicklung bei Präparationsarbeiten durch geeignete Arbeits- und Kühlmethoden auf ein Mindestmaß zu reduzieren, um dadurch das empfindliche Pulpagewebe zu schonen.

4. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

4.1 Einordnung und Zielsetzung

Die vorliegende Arbeit ist als Erweiterung der Untersuchungen von MAYER (1966)/ PANGIDIS (1971) zu betrachten. Die von PANGIDIS (1971) durchgeführten Untersuchungen hatten beim Ausbohren von Amalgamfüllungen ergeben, daß der Mikromotor bezüglich dem Leistungsvermögen der Turbine deutlich überlegen ist, wobei die Temperaturanstiege nur geringfügig höher lagen als bei der Turbine.

Mit Hilfe eigener Untersuchungen soll nun überprüft werden, ob der Mikromotor auch beim Schleifen eine bessere Leistung als die Turbine zu erbringen imstande ist und wie es sich dabei mit der Temperaturentwicklung verhält. Zu diesem Zweck werden Messungen der Schleifzeit und Temperaturmessungen beim Beschleifen genormter Elfenbeinprüfkörper mit Diamantschleifern vorgenommen, wobei die Versuchsbedingungen den klinischen Verhältnissen bei der Präparation eines Kronenstumpfes möglichst weitgehend angepaßt werden. Anhand der reproduzierbaren Versuchsergebnisse soll ein Vergleich zwischen Maschinen- und Luftantrieb in Bezug auf das Leistungsvermögen und die Temperaturentwicklung beim Schleifen angestellt werden.

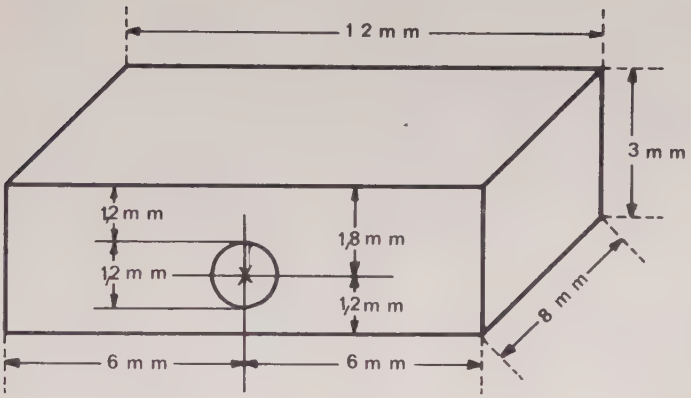
4.2 Prüfkörper

Nach POLMAN-MOOY (1961) sind für vergleichbare Messungen, deren Ergebnisse reproduzierbar sein müssen, genormte Prüfkörper erforderlich. Der natürliche menschliche Zahn ist für diese Zwecke nicht geeignet, da jeder Zahn eine andere Form hat und auch eine Dimensionsgleichheit nicht gegeben ist. Dies bedeutet, daß bei vergleichenden Untersuchungen ein anderer Prüfkörper verwendet werden muß, als er unter klinischen Bedingungen vorliegt; diesbezüglich können die Versuchsbedingungen also nicht den klinischen Gegebenheiten bei der Kronenstumpfpräparation entsprechen.

Die Bemühungen, die genormten Prüfkörper aus dem Dentinkern extrahierter Molaren herzustellen, scheiterten daran, daß die meisten dieser Zähne eine Fissurenkaries aufwiesen, sodaß keine gleichbleibende Materialbeschaffenheit vorhanden war und die restliche, kariesfreie Dentinschicht für die Herstellung eines Prüfkörpers zu dünn war. Auch Rinderzähne erwiesen sich dazu als ungeeignet.

Als Material wurde deshalb Elfenbein verwendet, da dieses in genügender Menge und Größe vorliegt; sämtliche Prüfkörper wurden aus demselben Elefantenzahn auf einer Horizontalfräsmaschine mit einem Scheibenfräser hergestellt, wobei das Rohmaterial in einen Maschinenschraubstock eingespannt wurde.
Die Abmessungen betragen 12 mm x 8 mm x 3 mm (entsprechend POLMAN-MOOY, 1961). Der Bohrkanal für die Aufnahme des Thermoelementfühlers hat einen Durchmesser von 1,2 mm und eine Tiefe von 7 mm. Bei der Anbringung des Kanals wurden die Prüfkörper ebenfalls im Maschinenschraubstock fixiert, damit dieser immer exakt an derselben Stelle zu liegen kam.

Abb. 1: Schema eines Prüfkörpers



Die Bohrung wurde an der Längsseite des Prüfkörpers in der Weise angelegt, daß die Schleiftiefe d. h. die Dicke des abzutragenden Materials bis zur Freilegung des Thermoelementfühlers 1,2 mm beträgt. (Siehe Abb. 1)

Dieser Wert basiert auf einer Empfehlung von EICHNER und Mitarbeiter (1971), der bei Frontzähnen und Prämolaren als empfehlenswerte Präparationstiefen für Kronen 1 mm - 1,5 mm angibt.

4.3 Haltevorrichtung für die Prüfkörper

Die Fixierung der Elfenbein-Prüfkörper erfolgt in einer eigens hierfür aus Kunststoff gefertigten Halterung. Diese besteht aus zwei Backen, die im hinteren Teil durch eine kieferorthopädische Schraube miteinander verbunden sind. In den vorderen Teil der beiden Backen ist eine der Größe und Form der Prüfkörper entsprechende Vertiefung eingelassen. Vor dem Einlegen in den Kunststoff war die Dehnschraube aufgedreht worden, sodaß durch Zudrehen die Backen sich einander nähern; auf diese Weise können die Prüfkörper fest zwischen die beiden Backen in der angelegten Vertiefung eingeklemmt werden, womit die für die Durchführung der Versuche erforderliche sichere Fixierung erreicht wird. (Siehe Abb. 2)

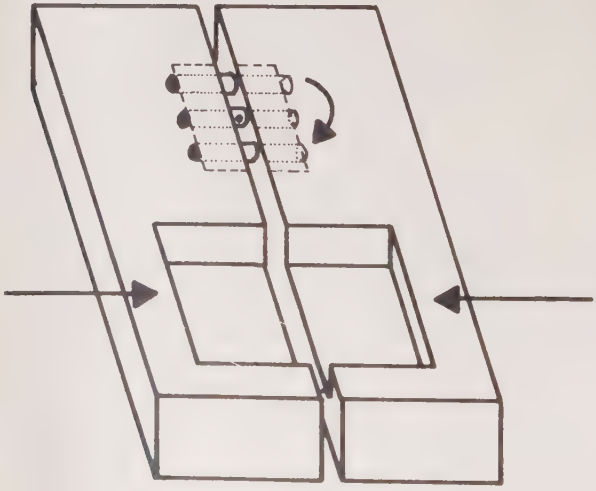


Abb. 2: Schematische Darstellung der Prüfkörperhalterung aus Kunststoff: durch Zudrehen der Schraube wird der Prüfkörper in der Vertiefung festgeklemmt.

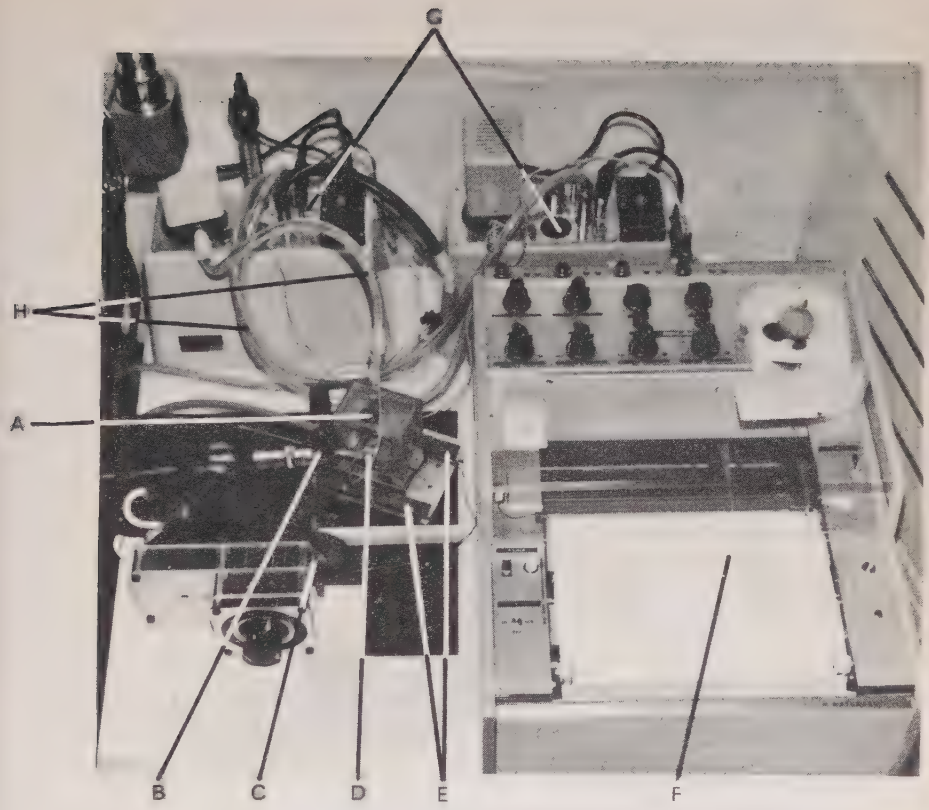


Abb. 3: Überblick über die gesamte Versuchsapparatur

A = Modifizierte, künstliche Mundhöhle
B = Hebel mit Winkelstück und Gewicht
C = Schaltgetriebe mit Untersetzung
D = Kühlvorrichtung
E = Führungsschienen des Wagens
F = Potentiometerschreiber
G = Thermostat
H = Wasserverbindungsschläuche

4.4 Versuchsapparatur

Die Durchführung der Versuche erfolgte unter Verwendung des Grundgerüstes der von MAYER (1966) / PANGIDIS (1971) angegebenen Versuchsapparatur. Diese war unter Berücksichtigung klinischer Faktoren konstruiert worden, so daß die Versuchsbedingungen weitgehend den Verhältnissen am Patienten entsprachen.
Für die eigenen Zwecke mußte die Apparatur in einigen Details umgebaut und erweitert werden, damit die Ausführung von Schleifbewegungen ermöglicht wurde; die gesamte Versuchsanordnung setzt sich aus folgenden Einzelelementen zusammen:

4.4.1 Exzenter- und Nockenkonstruktion zur Nachahmung einer Schleifbewegung

Die Apparatur hat die Aufgabe, sich wiederholende, gleichartige Schleifbewegungen auszuführen; dieser automatische Schleifvorgang soll der Bewegung, die der Zahnarzt in der Praxis beim Beschleifen eines Zahnes mit seinem Winkelstück ausführt, annähernd entsprechen.

Eine Schleifbewegung, die die Apparatur ausführt, entspricht einem Schleifintervall; das Schleifintervall gliedert sich auf in Schleifdauer und Pause; die Schleifdauer ist die Zeit, in der sich Schleifkörper und Prüfkörper berühren; die Pause ist der Zeitraum zwischen dem Abheben und dem erneuten Aufsetzen des Schleifkörpers.

Um den Schleifvorgang den Gegebenheiten in der Praxis anzupassen, wurden bei der Festsetzung seines zeitlichen und örtlichen Ablaufes zwei Faktoren berücksichtigt, die beim Beschleifen eines Zahnes empfohlen werden bzw. möglich sind:

a) Als Schleifrhythmus empfiehlt POLMAN-MOOY (1961) für den Airotor Intervalle von 0,125 sec Schleifdauer und 0,375 sec Pause d. h. ein Verhältnis von Schleifdauer : Pause = 1 : 3.
Ausschlaggebend ist hierbei nicht der Betrag der Schleifdauer, sondern das Verhältnis Schleifdauer : Pause, unter der Voraussetzung, daß der Schleifkörper während des Kontaktes mit dem Prüfkörper in stetiger Bewegung ist und nicht an derselben Stelle verharrt. Aus diesem Grunde wurde bei der Konstruktion der Apparatur das Verhältnis Schleifdauer : Pause auf 1 : 3 festgelegt.

b) Die Länge der beschliffenen Fläche beträgt 5 mm. (vgl. POLMAN-MOOY, 1961)

Der Schleifvorgang setzt sich aus zwei verschiedenen Bewegungen zusammen:

a) der Hin- und Herbewegung des Prüfkörpers
b) dem Aufsetzen und Abheben des Schleifkörpers

Die Hin- und Herbewegung des Prüfkörpers wird durch einen Exzenter erzeugt und erfolgt in horizontaler Richtung; durch die Hubhöhe des Exzenters ist die Länge der Schliffläche festgelegt.
Das Aufsetzen und Abheben des Schleifkörpers erfolgt durch eine Nockenkonstruktion in vertikaler Richtung; durch das zeitliche Nacheinander von Aufsetzen und Abheben des Instrumentes ist die Schleifdauer und damit der Schleifrhythmus gegeben.
Diese beiden Bewegungen laufen zeitlich nebeneinander ab und sind so aufeinander abgestimmt, daß die Schleifdauer immer mit der Hinbewegung des Prüfkörpers beginnt.
Sowohl der Exzenter als auch die Nockenkonstruktion sind an der Achse des Schaltgetriebes befestigt d. h. sie haben dieselbe Drehzahl; während eines Schleifintervalles führen beide jeweils eine Umdrehung aus.

Beschreibung der Nockenscheibe:

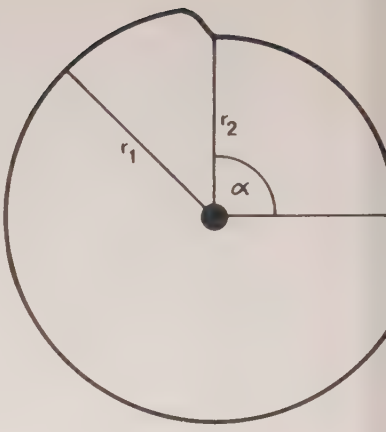


Abb. 4: Zeichnung der Nockenscheibe (vgl. Abb. 6): ein Viertel ihres Umfangs hat einen verkleinerten Radius r_2.

r_1 = Radius der ursprünglichen Rundscheibe

r_2 = verkleinerter Radius

α = 90°

Bei der Herstellung ging man von einer Rundscheibe aus blankgezogenem Stahl aus, die so bearbeitet wurde, daß ein Viertel ($\triangleq 90^\circ$) ihres Umfanges einen verkleinerten Radius erhielt. Der Schleifkörper befindet sich auf einem Schlitten, an dessen Unterseite ein Stift befestigt ist, von welchem die Nockenscheibe abgetastet wird; entsprechend dem verkleinerten Radius hat der Schleifkörper während 1/4 Umdrehung eine tiefere Position und berührt dabei den Prüfkörper; der betreffende Zeitraum ist die Schleifdauer. Während der restlichen 3/4 Umdrehung der Nockenscheibe nimmt das Instrument eine höhere Position ein, wobei es den Prüfkörper nicht berührt; der entsprechende Zeitraum ist die Pause.

An der Übergangsstelle von r_1 zu r_2 (siehe Abb. 4) liegt keine Stufe vor, sondern eine Abschrägung, wobei die Kanten abgerundet worden sind; dadurch erreicht man ein sanftes Aufsetzen des Schleifkörpers, sodaß im Augenblick des Aufpralles der wirksame Druck infolge der kinetischen Energie nicht größer ist, als auf der Federwaage gemessen.

Beschreibung des Wagen-Exzenters:

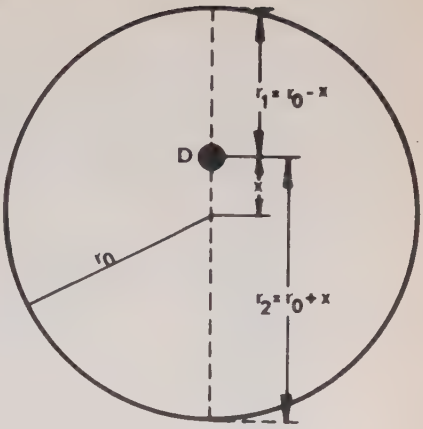


Abb. 5:
Zeichnung des Wagen-Exzenters (vgl. Abb. 6), dessen Drehachse D um die Strecke x zur Peripherie verlagert ist.

r_o = Radius der Rundscheibe
r_1 = kleiner Exzenterradius
r_2 = grosser Exzenterradius

Berechnung der Hubhöhe
für x = 5 mm:

$H = r_2 - r_1$
$H = r_o + 5\ mm - (r_o - 5\ mm)$
$H = 10\ mm$

Der Exzenter ist eine Rundscheibe, deren Drehachse um 5 mm zur Peripherie verlagert ist; daraus resultiert eine Hubhöhe von 10 mm, d. h. die Hin- und Herbewegung des Prüfkörpers erfolgt um jeweils 10 mm.

Die Hubhöhe beträgt nicht, entsprechend der Länge der beschliffenen Fläche, 5 mm, sondern 10 mm; dies ist dadurch zu erklären, daß die Hin- und Herbewegung des Prüfkörpers jeweils einer halben Umdrehung des Exzenters entsprechen, die Schleifdauer dagegen nur einer viertel Umdrehung der Nockenscheibe entspricht, wobei beide dieselbe Drehzahl haben; würde die Hubhöhe 5 mm betragen, dann würde der Prüfkörper innerhalb der Schleifdauer d. h. während 1/4 Umdrehung eine Strecke von 2,5 mm zurücklegen; bei einer Hubhöhe von 10 mm legt der Prüfkörper innerhalb der Schleifdauer eine Strecke von 5 mm zurück d. h. die Länge der Schlifffläche beträgt somit — wie eingangs festgelegt 5 mm.

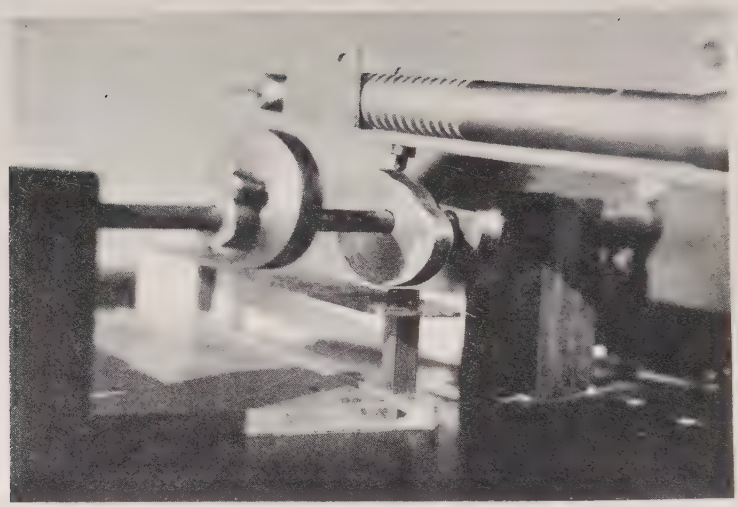


Abb. 6: Getriebeachse mit Nockenscheibe und Wagenexzenter; der Stift an der Unterseite der Hebelkonstruktion berührt die Nockenscheibe.

4.4.2 Wagen

Der Wagen, auf dem der Transport der künstlichen Mundhöhle mit dem Prüfkörper erfolgt, wird durch je zwei obere und untere Führungsschienen stabilisiert, damit durch die einseitig ansetzende Exzenterschubkraft keine Kippung verursacht werden kann. Die Führungsschienen sind entsprechend der Abknickung der Winkelstücke in einem Winkel von 22° zur Längsachse der Hebelkonstruktion montiert, womit erreicht wird, daß die Bewegung des Prüfkörpers senkrecht zur Schleifkörper-Längsachse erfolgt (siehe Abb. 7).

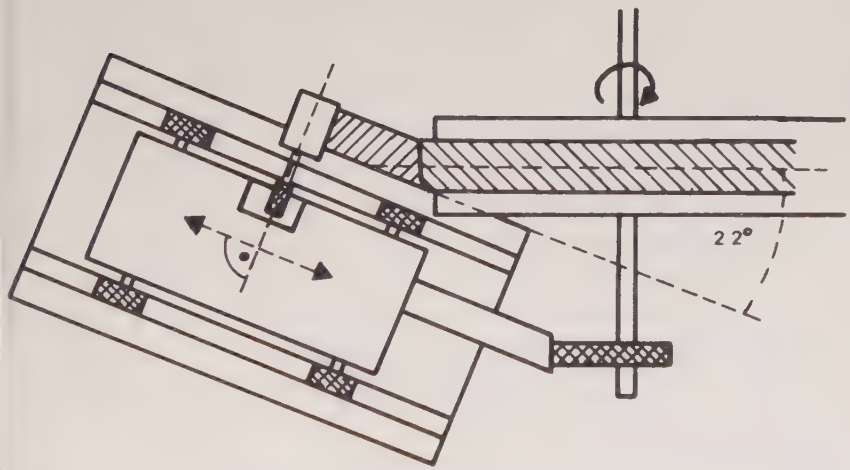


Abb. 7: Orientierung des Wagens zum Winkelstück: der Prüfkörper bewegt sich senkrecht zur Schleifkörper-Längsachse.

An einem an der Unterseite des Wagens festgeschraubten Haken ist eine Feder eingehängt, die den Wagen gegen den Exzenter zieht und gewährleistet, daß dieser exakt den Hubbewegungen des Exzenters folgt. Die Hinbewegung des Wagens erfolgt somit gegen die Federkraft, während die Herbewegung durch die Spannung der Feder verursacht wird.

Die durch den Exzenter erzeugte Schubkraft wird durch einen Hebel aufgenommen, der ebenfalls an der Wagenunterseite festgeschraubt ist und mit seinem abgewinkelten und blankgezogenen Ende mit dem Exzenter in Berührung steht.

4.4.3 Modifizierte, künstliche Mundhöhle

Die künstliche Mundhöhle nach MAYER (1966) / PANGIDIS (1971) stellt ein kubisches, nach einer Seite hin offenes Gehäuse mit einem Volumen von 100 ccm dar. Dieses Gehäuse besteht aus polierten Plexiglasdoppelwänden. Am Boden der Mundhöhle befindet sich eine Aussparung, in welche die Haltevorrichtung für die Elfenbeinprüfkörper eingesetzt wird.

Um eine konstante Mundhöhlentemperatur von 31° C (MAYER, R. 1966) zu erzielen, fließt zwischen den Wänden des Plexiglasgehäuses dauernd temperiertes Wasser, das von einem Thermostaten geliefert wird: die Pumpe dieses Thermostaten erzeugt einen Wasserkreislauf vom Thermostat durch das Mundhöhlengehäuse hindurch zurück zum Thermostat, wobei das Wasser vom Dach her in die Mundhöhle eingelassen wird und von der rechten Seitenwand wieder abfließt. Die Wassertemperatur ist auf einen konstanten Wert von 33° C geregelt, da in den Verbindungsschläuchen und im Mundhöhlengehäuse selbst eine Abkühlung erfolgt.

4.4.4 Hebelkonstruktion zur Befestigung der Winkelstücke

Die Winkelstücke werden auf einem Arm einer zweiarmigen Hebelkonstruktion montiert; auf dem anderen Hebelarm sind verschiebbare Gewichte angebracht, mit deren Hilfe die Abstimmung der Vorschubkraft erfolgt. Die Gewichte, die die Größe der Vorschubkraft bestimmen, sind an einem Stift über dem Winkelstück befestigt, wobei durch deren unterschiedliche Plazierung die Auflagekraft des Instrumentes variiert werden kann: je größer der Abstand zwischen Hebelachse und Gewicht, desto größer ist die Auflagekraft des Instrumentes.

4.4.5 Thermostat

Das temperierte Wasser zur Herstellung der konstanten Mundhöhlentemperatur sowie das Kühlwasser wird von einem Thermostaten, Typ FJ, der Firma Gebrüder Haake, Berlin, geliefert.

4.4.6 Schaltgetriebe mit Zusatz - Untersetzung

Die Drehzahl des Exzenters und der Nockenkonstruktion kann durch das Schaltgetriebe M 195 MULTUR der Firma Laufwerk E. Halstrup im Bereich von 3,3 - 300 U/min variiert werden; durch eine zusätzliche Zahnrad-Untersetzung wird die Getriebedrehzahl im Verhältnis 3,64 : 1 reduziert.

Die Dauer eines Schleifintervalles ist der Getriebedrehzahl umgekehrt proportional: je größer die Drehzahl, desto kürzer das Schleifintervall. Da die Bewegungsgrößen (d. h. die Strecken um die sich der Prüfkörper hin und her und um die der Schleifkörper sich auf und ab bewegt) unabhängig von der Dauer eines Schleifintervalles konstant bleiben, ist die Geschwindigkeit von Prüfkörper und Schleifinstrument umso größer, je kürzer das Schleifintervall ist.

Der Einbau einer Zusatz - Untersetzung war erforderlich, weil das Schaltgetriebe keine geeignete Drehzahl zur Verfügung stellte, mit der die Schleifbewegungen weitestgehend klinischen Verhältnissen entsprechend durchführbar waren: bei einer Getriebedrehzahl von 30 U/min erfolgte die Schleifbewegung zu langsam, während bei einer Drehzahl von 60 U/min der gesamte Vorgang zu schnell ablief, wodurch eine "hackende Arbeitsweise" gegeben war; aus diesem Grunde wurde auch die Dauer der beiden Phasen eines Schleifintervalles länger gewählt, als von POLMAN-MOOY (1964) angegeben, der für die Turbine einen Schleifrhythmus von 0,125 sec Schleifdauer und 0,375 sec Pause

empfiehlt. Das Instrument wird nämlich während der Schleifdauer über eine Strecke von 5 mm am Prüfkörper entlanggeführt d. h. es wird eine streichende Bewegung ausgeführt, die einen größeren Zeitraum beansprucht als eine tupfende bzw. kommaförmige Arbeitsweise, wie sie z. B. bei der Kavitätenpräparation angebracht ist.

Außerdem würde bei einer solch kurzen Schleifdauer der Schleifkörper mit zu großer Wucht auf den Prüfkörper auftreffen, wodurch die Vorschubkraft im Augenblick des Aufpralls infolge der kinetischen Energie wesentlich größer werden würde.

4.4.7 Thermoelement

Die Temperaturmessung erfolgt mittels eines Eisenkonstantan Thermoelementes; die Verbindungsstelle d. h. die Lötstelle zwischen je einem Draht aus diesem Metall stellt den eigentlichen Temperaturfühler dar. Eine gleichbleibende Lage des Thermoelementfühlers im Elfenbeinkörper ist dadurch gewährleistet, daß die Thermodrähte beim Austritt aus dem Prüfkörper mit Klebewachs an der Kunststoffhalterung fixiert werden.

Die mit Kunststoff isolierten Enden der Thermodrähte ragen in das Wasser innerhalb des Thermostaten hinein, der somit als Vergleichsstelle mit konstanter Temperatur fungiert.

4.4.8 Temperatur - Registrier - Gerät

Zur Aufzeichnung der Temperaturen wird ein Vielfach-Kompensationsschreiber "MULTICORDER Modell MC 611" der Firma Watanaba Instruments Corp., Tokyo/Japan benutzt.

4.4.9 Vorrichtung für Wasserstrahlkühlung

Um bei der Durchführung aller Versuchsreihen gleichbleibende und zugleich klinischen Verhältnissen entsprechende Versuchsbedingungen zu gewährleisten, wurde an der Versuchsapparatur eine Kühlvorrichtung angebracht, die folgende Bedingungen erfüllt:

1. konstante Temperatur des Kühlwassers
2. gleichbleibende Kühlwassermenge pro Zeiteinheit
3. der Wasserstrahl ist stark genug, um an den rotierenden Schleifkörper und die Schlifffläche zu gelangen
4. der Schleifkörper läuft auf seiner ganzen Länge nass

Mit Hilfe eines herkömmlichen Sprayschlauches, der in den Verbindungsschlauch zwischen Thermostat und künstliche Mundhöhle eingelassen ist, wird das Kühlwasser dem Wasserkreislauf zwischen dem Thermostaten und dem Mundhöhlengehäuse entnommen; die in das Ende des Sprayschlauches eingeschobene Düse ist mit Hilfe von Kaltpolymerisat am Kopf des Schnellaufwinkelstückes fixiert. Zur Regulierung der Kühlwassermenge, die pro Zeiteinheit an den Schleifkörper und den Prüfkörper gelangt, dient die vor der Düse am Sprayschlauch angebrachte Schlauchklemme.

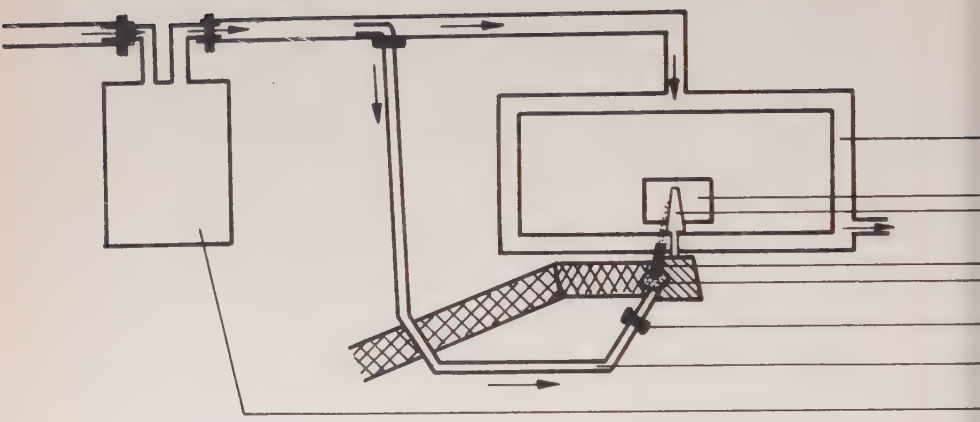


Abb. 8: Schema der Kühlvorrichtung, die an den Wasserkreislauf zwischen Thermostat und Mundhöhlengehäuse angeschlossen ist.

a = Mundhöhlengehäuse
b = Prüfkörper
c = Schleifkörper
d = Düse
e = Kaltpolymerisatfixierung
f = Schraubklemme
g = Sprayschlauch
h = Thermostat

Die Temperatur des Kühlwassers ist für die Höhe der im Prüfkörper gemessenen Temperaturen von entscheidender Bedeutung: je niedriger die Kühlwasser-Temperatur ist, desto besser ist die Kühlwirkung und desto geringer ist daher der Temperaturanstieg im beschliffenen Material. ROTTKE und KLOS (1960) weisen in diesem Zusammenhang darauf hin, daß das Kühlmittel nicht unterkühlend wirken darf, was möglicherweise histologische Reaktionen der Pulpa nach sich ziehen könnte; außerdem ist nach ihrer Auffassung zu heißes

oder zu kaltes Kühlmittel, das auf die Dentin-wunde auftrifft, unter anderem für die thermische Schmerzgenese beim Präparieren verantwortlich. POLMAN-MOOY (1961) ist der Meinung, daß die Temperatur des Kühlmittels den Wert 27° C nicht unterschreiten sollte, da diese Temperatur nach HENSEL und MANN (1956) den Schwellenwert des vitalen Zahnes für Kälteschmerzempfindungen darstellt. Nach EICHNER und Mitarbeiter (1971) erscheint eine Kühlwasser-Temperatur von etwa 35° C besonders geeignet, um eine Temperaturauswirkung zu verhindern.

Mit 32,9° C liegt die Temperatur des bei den eigenen Untersuchungen verwendeten Kühlwassers damit innerhalb des von obigen Autoren gesteckten Rahmens. Für die Konstanz dieser Wassertemperatur sorgte der Thermostat.

Über die Menge des pro Minute verwendeten Kühlwassers wurden in der Literatur sehr unterschiedliche Angaben gefunden: während HOFMANN (1962) und POLMAN-MOOY (1961) bei ihren Naßversuchen jeweils 30 ccm/min verwendeten, führte STROH (1966) bei seinen Feuchtschliffen 60 ccm Wasser pro Minute an die Präparationsstelle heran. Aufgrund dieser stark divergierenden Werte wurde an zehn Behandlungseinheiten der hiesigen Prothetischen Abteilung die maximale Kühlwassermenge gemessen, um einen Anhaltspunkt aus der Praxis zu bekommen: als Durchschnittswert ergab sich eine Wassermenge von 68 ccm/min, wobei der gemessene Höchstwert 100 ccm/min, der Mindestwert 40 ccm/min betrug. Hierbei muß jedoch berücksichtigt werden, daß aus Gründen der Übersicht über das Präparationsfeld nicht immer unter maximaler Sprayberieselung gearbeitet werden kann, insbesondere an jenen Geräten, die 100 ccm Kühlwasser pro Minute liefern.
Bei den eigenen Versuchen wurden der Prüfkörper und das Schleifinstrument mit 60 ccm Wasser pro Minute gekühlt, wobei die aus der Düse ausströmende Wassermenge mit Hilfe der am Sprayschlauch befindlichen Schraubklemme auf diesen Wert einreguliert wurde.

Der Durchmesser der Düse wurde so klein gewählt, daß die Ausströmungsgeschwindigkeit des Wasserstrahls hoch genug war, um diesen an den rotierenden Schleifkörper und die beschliffene Fläche herankommen zu lassen. Nach KLÖTZER (1973) läßt sich nämlich die Kühlwirkung nicht an der Menge des verspritzten Wassers messen; er vertritt die Auffassung, daß bei hohen Rotationsgeschwindigkeiten nur ein kräftiger Spraystrahl zwischen Instrument und beschliffene Substanz penetrieren und den Schleifkörper erreichen kann.

Die optimale Ausrichtung der Düse und damit des Wasserstrahls wurde in einigen Vorversuchen ermittelt: das Ziel war dabei, zu vermeiden, daß ein Teil des Wasserstrahls vom Instrument abprallt und in die Umgebung verspritzt wird; die Düse wurde deshalb am Turbinen- bzw. Winkelstückkopf in der Weise befestigt, daß der Wasserstrahl tangential und in Richtung der Rotation des Instrumentes auf dieses auftraf, wobei der Schleifkörper auf seiner gesamten Länge naß lief.

4.5 Graphische Darstellung der Schleifkörper- und Prüfkörperbewegung

Die Bewegung des Prüfkörpers erfolgt in horizontaler Richtung, während sich der Schleifkörper senkrecht dazu auf und ab bewegt.
Bei der Aufzeichnung dieser Bewegungen auf einen jeweils senkrecht zur Bewegungsrichtung laufenden Meßstreifen ergeben sich folgende Diagramme:

Abb. 9: Weg - Zeit - Diagramm der durch die Nockenkonstruktion erzeugten Bewegung des Schleifkörpers.

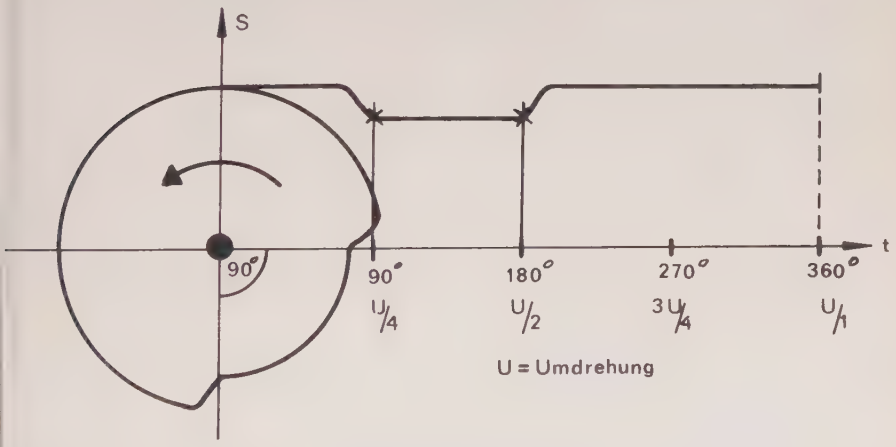
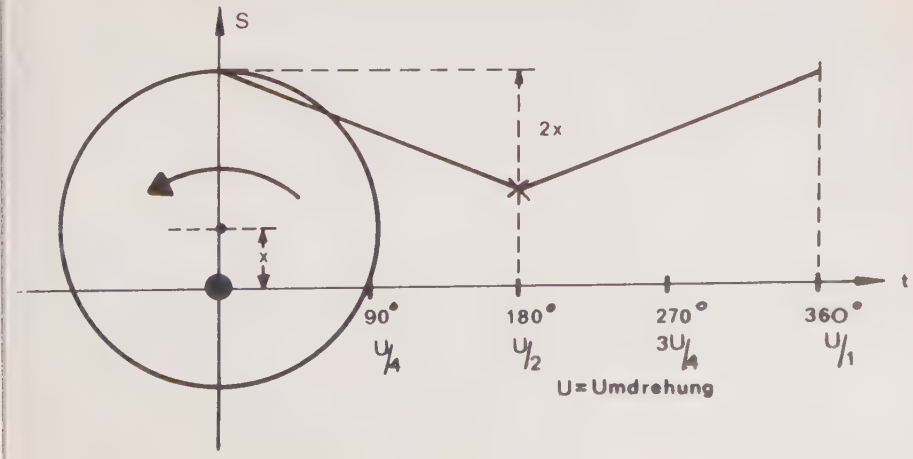


Abb. 10: Weg - Zeit - Diagramm der durch den Exzenter erzeugten Bewegung des Prüfkörpers.



Da der Exzenter und die Nockenkonstruktion an derselben Achse befestigt sind und somit dieselbe Drehzahl haben, sind die Bewegungen des Prüfkörpers und des Schleifkörpers zeitlich starr aneinander gebunden.

Um einen klinischen Bedingungen entsprechenden Schleifvorgang zu erhalten, müssen beide Bewegungen miteinander koordiniert werden: durch Stellungsänderung des Exzenters und der Nockenscheibe an der Getriebeachse können die Bewegungen beliebig aneinander gekoppelt werden; daneben können die einzelnen Bewegungsphasen zeitlich exakt aufeinander abgestimmt werden, wodurch es möglich ist, daß die Vorwärtsbewegung des Prüfkörpers mit dem Aufsetzen des Schleifkörpers beginnt.

4.6 Ablauf eines Schleifintervalles

Das Schleifintervall läßt sich in vier Phasen zerlegen:

1. Phase: Mit dem Aufsetzen des Schleifkörpers beginnt gleichzeitig die Hinbewegung des Prüfkörpers.

2. Phase: Nach 1/4 Achsen - Umdrehung wird der Schleifkörper abgehoben; die bis dahin vergangene Zeit ist die Schleifdauer; der Prüfkörper hat währenddessen eine Strecke von 5 mm zurückgelegt.

3. Phase: Nach 1/2 Achsen - Umdrehung ist die Hinbewegung des Prüfkörpers um 10 mm beendet; der Schleifkörper bleibt abgehoben, während die Herbewegung des Prüfkörpers beginnt.

4. Phase: Nach einer ganzen Achsen - Umdrehung ist das Schleifintervall abgeschlossen: die Herbewegung des Prüfkörpers ist beendet, die Ausgangslage erreicht; das darauffolgende Schleifintervall beginnt wieder gleichzeitig mit dem Aufsetzen des Schleifinstrumentes und der Hinbewegung des Prüfkörpers.

Für alle Rotationsgeschwindigkeiten der Getriebeachse ist das Verhältnis von Pause : Schleifdauer mit 3 : 1 konstant, die Dauer beider Phasen kann jedoch durch Änderung der Getriebedrehzahl variiert werden.

Beispiel: Wenn die Getriebedrehzahl auf 300 U/min vorgewählt wird, beträgt die Achsendrehzahl 82,4 U/min ≙ 1,37 U/sec; das Schleifintervall dauert dann ca. 0,73 sec, wobei die Schleifdauer ca. 0,1825 sec lang ist, die Pause ca. 05475 sec.

Bei Halbierung der Getriebedrehzahl erhält man eine Achsendrehzahl von ca. 41,2 U/min ≙ etwa 0,68 U/sec; der Ablauf eines Schleifintervalles nimmt hierbei 1,47 sec in Anspruch, wovon 0,3675 sec auf die Schleifdauer und 1,1025 sec auf die Pause entfallen.

4.7 Praktische Durchführung der Versuche

Insgesamt wurden sieben Versuchsreihen mit je zehn Einzelversuchen durchgeführt.
Vor Beginn jeder Versuchsreihe wurde der Thermostat 30 Minuten lang aufgeheizt, damit die Arbeitstemperatur von 33° C erreicht wurde; die Mundhöhlentemperatur nahm dadurch einen konstanten Wert von 31° C an (MAYER, 1966).

Nach dem Einsetzen der in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrten Elfenbeinprüfkörper in die Kunststoffhalterung, wurde das Thermoelement in die Bohrung des Prüfkörpers eingeführt und mit Klebewachs an der Haltevorrichtung fixiert, damit immer eine gleichbleibende Lage gewährleistet war.
Vor Beginn jeder Messung wurden die Thermostattemperatur mit einem Thermometer und die Temperatur in der Bohrung des Prüfkörpers mit Hilfe des Thermoelementes auf ihre Konstanz überprüft; außerdem wurde die durch Auflegen von Gewichten auf die Hebelkonstruktion die gewünschte Vorschubkraft des Schleifinstrumentes mit Hilfe einer empfindlichen Federwaage eingestellt.
Das Kühlsystem wurde bei jedem Versuch unmittelbar vor dem erstmaligen Aufsetzen des Schleifkörpers auf den Prüfkörper in Funktion gesetzt und sofort nach Freilegung des Thermoelementfühlers abgestellt; danach wurde das dem Wasserkreislauf zwischen Thermostat und Mundhöhle entnommene Kühlwasser ergänzt. Mit der Durchführung der nächsten Messung wurde so lange abgewartet, bis die Wassertemperatur im Thermostat wieder die ursprüngliche Temperatur von 33° C erreicht hatte.

Das Kühlwasser hatte eine Temperatur von 32,9° C, die Kühlwassermenge, die an das Instrument und an den Prüfkörper herangeführt wurde, betrug 60 ccm/min. Der für die Aufzeichnung, der zwischen den beiden Drähten des Thermoelementes auftretenden Thermospannung verwendete Multicorder-Vielfach-Kompensationsschreiber wurde auf den Meßbereich

1 mV geeicht; als Papiervorschubgeschwindigkeit wurden 10 mm/min und 30 mm/min verwendet, die Zeitmarkierung wurde auf 1 Minute eingestellt.
Die Getriebedrehzahl wurde mit 150 U/min vorgewählt: die Zusatz-Untersetzung bewirkte, daß pro Minute 41,2 Schleifvorgänge ausgeführt wurden; ein Schleifvorgang bzw. ein Schleifintervall dauerte somit ca. 1,47 sec, wovon ca. 0,37 sec auf die Schleifdauer und ca. 1,10 sec auf die Pause entfielen.

Jeder Versuch war mit der Freilegung des Thermoelementfühlers, der sich in einem 7 mm tiefen und 1,2 mm unterhalb der Schlifffläche gelegenen Bohrkanal befand, beendet. Die Schichtdicke des abgetragenen Materials betrug somit 1,2 mm, während die Länge der beschliffenen Fläche 5 mm betrug.

Es wurden folgende Antriebsgeräte verwendet:

1. Siemens - Sirona - Mikromotor mit Übersetzungswinkelstück 1 : 3; Drehzahl 120 000 U/min.

2. KaVo All - air - Turbine 615; Leerlaufdrehzahl 415 000 U/min.

Als Schleifinstrument wurde der FG - Diamant - Schleifer Fig. 852 / ISO Nr. 014, hergestellt von der Firma Hager & Meisinger, verwendet. Es handelte sich hierbei um ein konisches Instrument mit einem Kopfdurchmesser von 1,4 mm und einer Kopflänge von 9 mm.

Die Schliffe wurden mit folgenden Belastungen bzw. Vorschubkräften ausgeführt:

a) beim Sirona - Motor mit 100, 200, 300 und 400 g.

b) bei der KaVo All - air - Turbine 615 mit 30, 50 und 100 g.

Bei Vorversuchen hatte sich herausgestellt, daß bei der Turbine keine wesentlich höheren Belastungen als 100 g aufgewendet werden könnten, da das Instrument infolge des geringen Drehmomentes sonst zum Stillstand gebracht werden würde. Schon bei 100 g Belastung konnte ein starker Drehzahlverlust anhand des deutlich veränderten Turbinengeräusches festgestellt werden.

Pro Belastung wurde eine Versuchsreihe durchgeführt, die jeweils 10 Versuche umfaßte. Für jede Versuchsreihe wurde ein neuer Schleifkörper benützt.

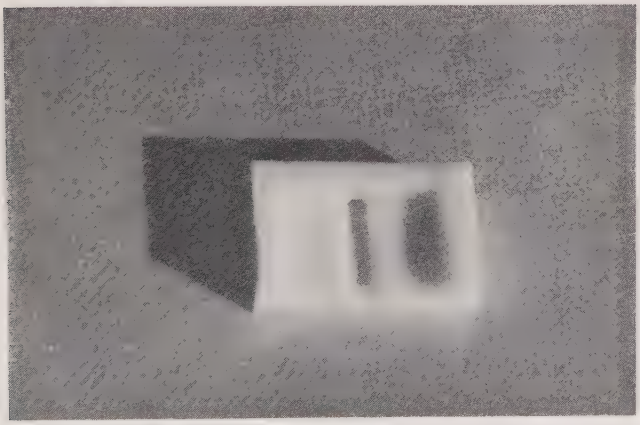


Abb. 11: Beschliffener Elfenbeinprüfkörper: der Bohrkanal für die Aufnahme des Thermoelementfühlers ist eröffnet.

5. ERGEBNISSE

Als Versuchsergebnisse wurden die Versuchsdauer, d. h. der Zeitraum zwischen dem erstmaligen Aufsetzen des Instrumentes auf die Prüfkörperoberfläche und der Freilegung des Thermoelementes und der Temperaturverlauf während des gesamten Schleifversuches registriert. Bei der Auswertung der Ergebnisse wurde nur der bei Versuchsende unter Freilegung des Thermoelementfühlers gemessene Temperatur-Höchstwert erfaßt: diese Temperatur herrscht unmittelbar an der Berührungsstelle zwischen Instrument und Prüfkörper; die Temperatur innerhalb der Bohrung ist in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Prüfkörpermaterials zwischen Schliffläche und Thermoelementfühler mehr oder weniger niedriger.

Aus der Differenz zwischen der Prüfkörpertemperatur bei Versuchsbeginn und dem Temperatur-Höchstwert bei Versuchsende ergibt sich der Temperaturanstieg für jeden Schleifversuch; dieser wurde durch Anlegen eines aufgrund der Eichung gefertigten Meßstreifens direkt der Temperatur-Zeit-Kurve entnommen.

Die Versuchsdauer wurde aufgrund der verwendeten Papiervorschubgeschwindigkeit berechnet; sie ist ein direktes Maß für die Leistung des verwendeten Antriebes, da bei jedem Versuch ein konstantes Materialvolumen vom Prüfkörper abgetragen wurde.

5.1 Statistische Auswertung

Die ermittelten Versuchsdaten wurden mit Hilfe eines elektronischen Rechners statistisch ausgewertet. Es wurden für jede Meßreihe das arithmetische Mittel aller Einzelmessungen sowie Standardabweichung und Vertrauensbereich des arithmetischen Mittels ermittelt (vgl. CAVALLI-SFORZA, 1972).

1. Das arithmetische Mittel $\bar{x}$ ergibt sich aus der Summe der Einzelwerte, dividiert durch die Anzahl der Einzelwerte:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^{i=N} x_i$$

2. Die Standardabweichung des arithmetischen Mittels $S_{\bar{x}}$, ein Maß für dessen Variabilität, läßt sich nach folgender Formel berechnen:

$$S_{\bar{x}} = + \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{i=N} (x_i - \bar{x})^2}{N\,(N-1)}}$$

3. Der Vertrauensbereich des arithmetischen Mittels bei der statistischen Vertrauenswahrscheinlichkeit von 95 % ist:

$$\bar{x} \pm 1{,}96 \cdot S_{\bar{x}}$$

Die statistische Vertrauenswahrscheinlichkeit gibt an, wie oft der Mittelwert (arithmetisches Mittel) innerhalb des Vertrauensbereiches liegt. Im vorliegenden Fall schließen demnach die aus den Stichproben berechneten Vertrauensbereiche den wahren Mittelwert in 95 % aller Fälle ein, d. h. die Irrtumswahrscheinlichkeit beträgt 5 %.

Symbole:

N = Stichprobenumfang, Anzahl der Einzelwerte

x_i = Einzelwert $(x_1, x_2, \ldots x_i, \ldots x_n)$

$\bar{x}$ = arithmetisches Mittel

$S_{\bar{x}}$ = Standardabweichung des Mittelwertes

5.2 Versuchsreihen unter Verwendung des Sirona-Motors (120 000 U/min)

Tabelle 1: angewandte Belastung 100 g
(übrige Versuchsdaten siehe Abb. 12)

Mikromotor

	Versuchsdauer in sec	Temperaturanstieg in °C
x_i	294	3,4
	324	3,7
	336	2,7
	294	2,7
	300	2,6
	390	2,8
	306	2,9
	315	3,1
	348	2,9
	345	2,7
$\bar{x}$	325,2	2,94
$S_{(\bar{x})}$	11,2	0,13
$1{,}96 \cdot \bar{x}$	22	0,26

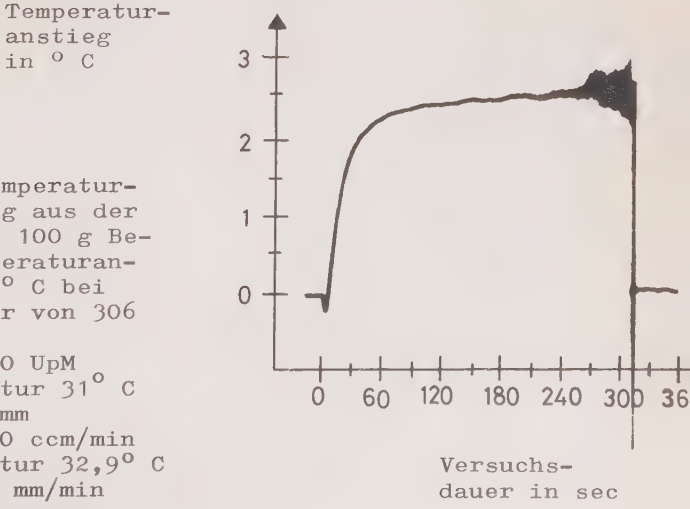


Abb. 12:
Beispiel einer Temperatur-Zeit-Registrierung aus der Versuchsreihe mit 100 g Belastung: der Temperaturanstieg beträgt 2,9° C bei einer Schleifdauer von 306 sec.
Tourenzahl 120 000 UpM
Mundhöhlentemperatur 31° C
Schleiftiefe 1,2 mm
Kühlwassermenge 60 ccm/min
Kühlwassertemperatur 32,9° C
Papiervorschub 10 mm/min

Tabelle 2: angewandte Belastung 200 g
(übrige Versuchsdaten siehe Abb. 13)

Mikromotor

	Versuchsdauer in sec	Temperaturanstieg in °C
x_i	168	3,7
	201	3,5
	207	3,3
	189	3,7
	198	3,6
	180	3,8
	198	4,2
	225	4,1
	222	4,2
	171	4,3
$\bar{x}$	195,9	3,84
$S_{(\bar{x})}$	7,14	0,12
$1,96 \cdot S_{(\bar{x})}$	14	0,24

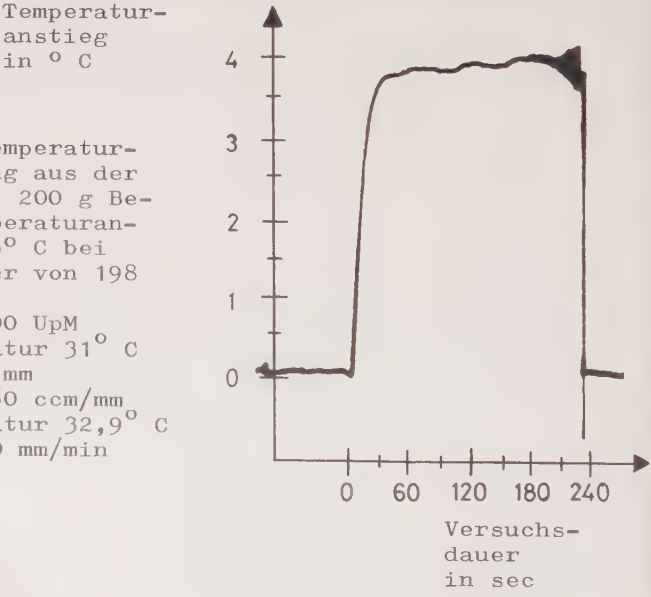


Abb. 13:
Beispiel einer Temperatur-Zeit-Registrierung aus der Versuchsreihe mit 200 g Belastung: der Temperaturanstieg beträgt 3,6° C bei einer Schleifdauer von 198 sec.
Tourenzahl 120 000 UpM
Mundhöhlentemperatur 31° C
Schleiftiefe 1,2 mm
Kühlwassermenge 60 ccm/mm
Kühlwassertemperatur 32,9° C
Papiervorschub 10 mm/min

Tabelle 3: angewandte Belastung 300 g
(übrige Versuchsdaten siehe Abb. 14)

Mikromotor

	Versuchsdauer in sec	Temperaturanstieg in °C
x_i	87	3,8
	132	3,9
	120	3,9
	105	4,1
	102	4,0
	120	3,9
	129	4,0
	108	3,9
	132	4,7
	105	4,5
$\bar{x}$	114,0	4,07
$S_{(\bar{x})}$	5,61	0,11
$1,96 \cdot S_{(\bar{x})}$	11	0,21

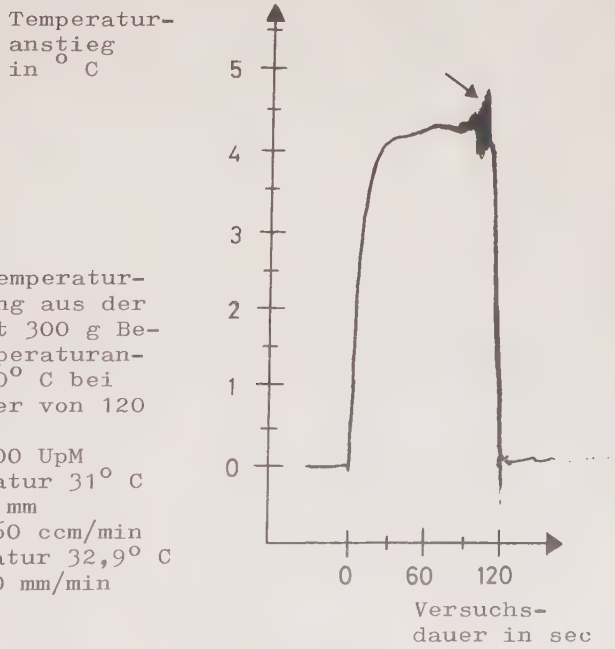


Abb. 14:
Beispiel einer Temperatur-Zeit-Registrierung aus der Versuchsreihe mit 300 g Belastung: der Temperaturanstieg beträgt 4,0° C bei einer Schleifdauer von 120 sec.
Tourenzahl 120 000 UpM
Mundhöhlentemperatur 31° C
Schleiftiefe 1,2 mm
Kühlwassermenge 60 ccm/min
Kühlwassertemperatur 32,9° C
Papiervorschub 10 mm/min

Tabelle 4: angewandte Belastung 400 g
(übrige Versuchsdaten siehe Abb. 15)

Mikromotor

	Versuchsdauer in sec	Temperaturanstieg in °C
x_i	96	4,2
	93	4,2
	126	4,3
	105	4,5
	105	3,8
	109	4,3
	108	4,3
	98	4,7
	93	4,1
	84	4,3
$\bar{x}$	101,7	4,27
$S_{(\bar{x})}$	4,08	0,09
$1,96 \cdot S_{(\bar{x})}$	8	0,17

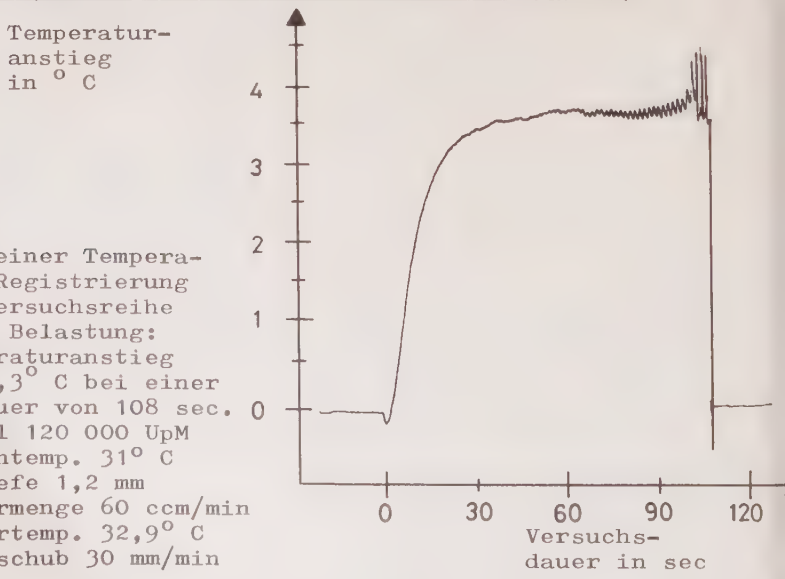


Abb. 15:
Beispiel einer Temperatur-Zeit-Registrierung aus der Versuchsreihe mit 400 g Belastung: der Temperaturanstieg beträgt 4,3° C bei einer Schleifdauer von 108 sec.
Tourenzahl 120 000 UpM
Mundhöhlentemp. 31° C
Schleiftiefe 1,2 mm
Kühlwassermenge 60 ccm/min
Kühlwassertemp. 32,9° C
Papiervorschub 30 mm/min

Aus diesen Tabellen ist zu ersehen, daß mit steigender Belastung die Versuchsdauer von durchschnittlich 325,2 ± 22 sec auf 101,7 ± 8 sec d. h. um ca 69 % abnimmt, während der Temperaturanstieg von durchschnittlich 2,94 ± 0,26° C auf 4,27 ± 0,17° C d. h. um ca. 45 % ansteigt.

5.3 Versuchsreihen unter Verwendung der KaVo All-air-Turbine 615 (415 000 U/min)

Tabelle 5: angewandte Belastung 30 g
(übrige Versuchsdaten siehe Abb. 16)

Turbine

	Versuchsdauer in sec	Temperaturanstieg in °C
x_i	438	2,6
	516	2,7
	675	2,2
	543	2,6
	789	2,1
	624	2,4
	576	2,5
	636	2,4
	696	2,6
	732	2,8
$\bar{x}$	622,5	2,49
$S_{(\bar{x})}$	38,77	0,08
$1{,}96 \cdot S_{(\bar{x})}$	76	0,15

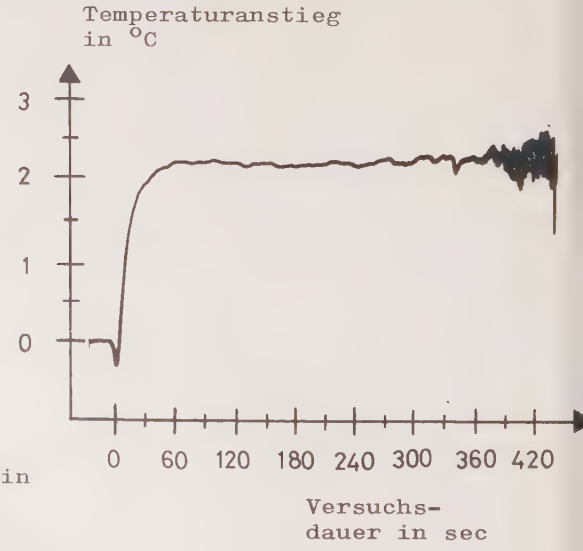


Abb. 16:
Beispiel einer Temperatur-Zeit-Registrierung aus der Versuchsreihe mit 30 g Belastung: der Temperaturanstieg beträgt 2,6° C bei einer Schleifdauer von 438 sec.
Tourenzahl 415 000 UpM
Mundhöhlentemp. 31° C
Schleiftiefe 1,2 mm
Kühlwassermenge 60 ccm/min
Kühlwassertemp. 32,9° C
Papiervorschub 30 mm/min

Tabelle 6: angewandte Belastung 50 g
(übrige Versuchsdaten siehe Abb. 17)

Turbine

	Versuchsdauer in sec	Temperaturanstieg in °C
x_i	186	4,2
	231	3,8
	342	3,5
	318	3,7
	327	3,4
	276	3,4
	198	4,4
	222	3,9
	258	3,5
	288	3,5
$\bar{x}$	264,6	3,73
$S_{(\bar{x})}$	19,89	0,13
$1,96 \cdot S_{(\bar{x})}$	39	0,25

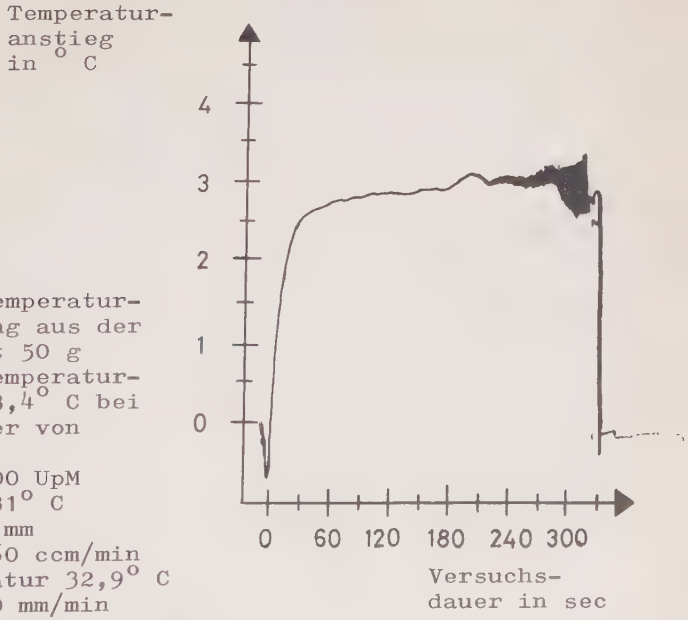


Abb. 17:
Beispiel einer Temperatur-Zeit-Registrierung aus der Versuchsreihe mit 50 g Belastung: der Temperaturanstieg beträgt 3,4° C bei einer Schleifdauer von 327 sec.
Tourenzahl 415 000 UpM
Mundhöhlentemp. 31° C
Schleiftiefe 1,2 mm
Kühlwassermenge 60 ccm/min
Kühlwassertemperatur 32,9° C
Papiervorschub 10 mm/min

Tabelle 7: angewandte Belastung 100 g
(übrige Versuchsdaten siehe Abb. 18)

Turbine

	Versuchsdauer in sec	Temperaturanstieg in °C
x_i	213	3,1
	192	3,8
	174	3,5
	234	3,2
	195	3,5
	225	3,4
	219	3,3
	212	3,8
	228	3,2
	249	3,3
$\bar{x}$	214,1	3,41
$S_{(\bar{x})}$	8,16	0,09
$1,96 \cdot S_{(\bar{x})}$	16	0,17

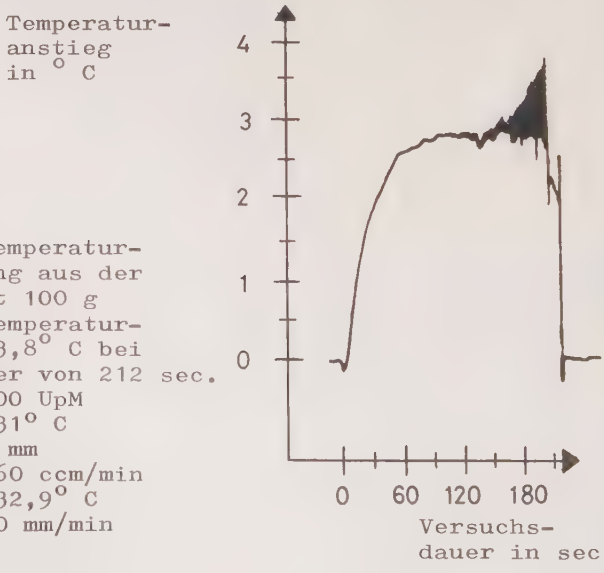


Abb. 18:
Beispiel einer Temperatur-Zeit-Registrierung aus der Versuchsreihe mit 100 g Belastung: der Temperaturanstieg beträgt 3,8° C bei einer Schleifdauer von 212 sec.
Tourenzahl 415 000 UpM
Mundhöhlentemp. 31° C
Schleiftiefe 1,2 mm
Kühlwassermenge 60 ccm/min
Kühlwassertemp. 32,9° C
Papiervorschub 10 mm/min

Diese Ergebnisse zeigen, daß mit steigender Belastung die Versuchsdauer sich von durchschnittlich 622,5 ± 76 sec um ca. 65 % auf durchschnittlich 214,1 ± 16 sec verkürzt; der Temperaturanstieg dagegen erhöht sich bis 50 g Belastung um ca. 50 % von durchschnittlich 2,49 ± 0,15° C auf 3,73 ± 0,25° C und sinkt bei 100 g Belastung von durchschnittlich 3,73 ± 0,25° C auf 3,41 ± 0,17° C, d. h. um ca. 9 % ab.

Auffallend ist hierbei, daß der Temperaturanstieg bei 50 g Belastung etwas höher liegt als bei 100 g Belastung; die Ursache dafür dürfte ein starker Drehzahlabfall des Instrumentes als Folge des geringen Drehmomentes der Turbine sein; aus demselben Grund ist es auch zu verstehen, daß bei Verdoppelung der Vorschubkraft von 50 p auf 100 p sich die Versuchsdauer nur um ca. 19 % von durchschnittlich 264,6 ± 39 sec auf 214,1 ± 16 sec verkürzt, während bei Erhöhung der Vorschubkraft von 30 p auf 50 p die Versuchsdauer von durchschnittlich 622,5 ± 76 sec auf 264,6 ± 39 sec um ca. 57 % abnimmt.

Bei vergleichender Betrachtung der mit dem Sirona-Motor und der KaVo All-air-Turbine 615 ermittelten Daten ergibt sich folgendes: der höchste durchschnittliche Temperaturanstieg liegt beim Mikromotor mit 4,27 ± 0,17° C um ca. 13 % höher als bei der Turbine mit 3,73 ± 0,25° C, die kürzeste durchschnittliche Versuchsdauer ist bei der Turbine mit 214,1 ± 16 sec um ca. 111 % länger als beim Mikromotor mit 101,7 ± 8 sec.

6. DISKUSSION

Ziel der vorliegenden Arbeit ist, zu ermitteln, welches Antriebsgerät — der Mikromotor oder die Turbine — beim Schleifen unter simulierten klinischen Bedingungen (Mundhöhlentemperatur 31° C; Kühlwassermenge 60 ccm/min; Kühlwassertemperatur 32,9° C; Schleiftiefe 1,2 mm) die günstigeren Ergebnisse bezüglich der Leistung und der Temperaturerhöhung zu erzielen vermag und die sich daraus für die Praxis ergebenden Konsequenzen aufzuzeigen.

Aus den einleitenden Betrachtungen geht hervor, daß das ideale zahnärztliche Antriebsgerät rationelles Arbeiten unter gleichzeitiger Schonung des Patienten ermöglichen sollte; dies bedeutet, daß Präparationsarbeiten mit möglichst wenig Zeitaufwand sowie möglichst schmerzfrei und ohne Schädigung der Zähne des Patienten durchzuführen sein sollten. Außerdem wird eingangs festgestellt, daß im höchsttourigen Bereich die Temperaturentwicklung als der hauptsächlich schmerzauslösende und pulpaschädigende Faktor zu betrachten ist (POLMAN-MOOY, 1961), sodaß die Durchführung des Vergleiches zwischen Elektromotor und Luftturbine aufgrund der Bestimmung der Leistung und des Temperaturanstieges angebracht ist, wobei die Leistung indirekt durch Messung der Zeit, die für die Abtragung eines definierten Volumens von Prüfkörpermaterial erforderlich ist, bestimmt wird.

Die an genormten Elfenbeinprüfkörpern durchgeführten Schliffe haben gezeigt, daß der Elektromotor der Turbine bezüglich dem Leistungsvermögen deutlich überlegen ist, wobei die Temperaturerhöhung nur geringfügig größer ist als bei der Turbine: der Mikromotor erreichte die kürzeste Versuchsdauer bei der höchsten angewandten Vorschubkraft von 400 p, wobei gleichzeitig der höchste Temperaturanstieg registriert wurde; bei der Turbine wurde die kürzeste Versuchsdauer bei der höchsten angewandten — im Be-

reich ihrer Belastungsgrenze gelegenen — Belastung von 100 g gemessen, der höchste Temperaturanstieg dagegen bei 50 g Belastung. Der höchste durchschnittliche Temperaturanstieg lag beim Mikromotor mit 4,27 ± 0,17° C im Vergleich zur Turbine mit 3,73 ± 0,25° C um ca. 13 % höher, während die kürzeste durchschnittliche Versuchsdauer bei der Turbine mit 214,1 ± 16 sec um ca. 111 % länger war als beim Mikromotor mit 101,7 ± 8 sec.

Das elektromaschinell angetriebene Instrument ist also in der Lage, dasselbe Material-Volumen in weniger als der Hälfte der Zeit, die das luftgetriebene Instrument benötigt, abzutragen d. h. seine Leistung ist mehr als doppelt so groß wie die der Turbine, wobei der Temperaturanstieg nur um etwa ein Achtel höher liegt als bei Verwendung des Airotors.

Die überlegene Leistung des Elektromotors basiert auf dessen hohem Drehmoment und der daraus resultierenden hohen Belastbarkeit: bei steigender Vorschubkraft wird die vorgewählte Drehzahl durch Erhöhung der Motorklemmenspannung mit Hilfe einer Steuerelektronik konstant gehalten. Bei der Turbine dagegen wird das Instrument infolge des geringen Drehmomentes mit steigender Belastung mehr und mehr abgebremst und schließlich zu Stillstand gebracht; dies hat zur Folge, daß beim Airotor bei Annäherung der Belastung an den Bereich der Belastungsgrenze die Leistungssteigerung infolge des Drehzahlverlustes hinter der Steigerung der Vorschubkraft nachhinkt. So bringt beim Mikromotor eine Verdoppelung der Belastung von 200 g auf 400 g eine Verkürzung der Versuchsdauer von 195,9 ± 14 sec um ca. 48 % auf 101,7 ± 8 sec mit sich, wogegen sich bei Verwendung der Turbine mit einer Verdoppelung der Vorschubkraft von 50 p auf 100 p eine nur um ca. 19 % von 264,6 ± 39 sec auf 214,1 ± 16 sec verkürzte Versuchsdauer erzielen läßt.

Bei der Betrachtung der Temperaturanstiegswerte schneidet die Turbine hingegen etwas günstiger ab als der Elektromotor: während der höchste durchschnittliche Temperaturanstieg beim Mikromotor unter 400 g Belastung 4,27 ± 0,17° C beträgt, liegt der maximale Durchschnitts-Temperaturanstieg bei der Turbine mit 3,73 ± 0,25° C um ca. 13 % darunter. Hierbei ist bemerkenswert, daß beim Airotor dieser Wert nicht unter der Höchstbelastung von 100 g, sondern bei 50 g Belastung registriert wurde. Die Erklärung hierfür dürfte — wie bereits erwähnt — in einem überproportionalen Drehzahlverlust bei Erhöhung der Vorschubkraft von 50 p auf 100 p zu finden sein: da die Wärmeentwicklung an der Schlifffläche direkt proportional der Vorschubkraft und der Drehzahl bzw. der Schnittgeschwindigkeit ist, muß bei Erhöhung der Vorschubkraft und gleichzeitigem Rückgang der Temperaturerhöhung die Drehzahl in einem stärkeren Verhältnis abgesunken sein als die Vorschubkraft erhöht wurde.

Das geringe Drehmoment bzw. das geringe Durchzugsvermögen der Turbinen wirkt sich auf deren Leistung nachteilig aus, da es keine hohen Vorschubkräfte zuläßt; gleichzeitig stellt es aber ein Sicherheitsmoment dar, da eine hohe Wärmeentwicklung durch zu starke Druckanwendung unmöglich ist. EICHNER und Mitarbeiter (1971) bezeichnen dies als apparativen Schutz von Pulpa und Zahnhartsubstanz.

Wenn man die unterschiedlichen, durch den Elektromotor und die Turbine erzielten höchsten durchschnittlichen Leistungen und Temperaturanstiege gegeneinander abwiegt, so ist der Vorteil der um ca. 111 % höheren Leistung des Mikromotors höher zu bewerten als der Nachteil des um ca. 13 % höheren Temperaturanstieges, da Temperaturerhöhungen der Größenordnung von 4 - 5° C unter klinischen Bedingungen keine irreversible thermische Schädigung der Zahnhartsubstanzen und der Pulpa befürchten lassen. Hinzu kommt noch, daß die ermittelten Temperaturanstiege Maximalwerte darstellen, die unmittelbar an der Kontaktstelle zwischen Instrument und Prüfkörper vorherrschen und bei der Frei-

legung des Thermoelementfühlers gemessen wurden. Bei nicht freigelegtem Thermoelement sind die Temperaturen je nach der Stärke der Materialschicht, die sich über dem Thermoelementfühler befindet, unterschiedlich geringer: je dikker die Schicht zwischen Schleifkörper und Thermoelementfühler ist, desto niedriger sind die in der Bohrung auftretenden Temperaturen, da das Prüfkörpermaterial eine begrenzte Wärmeleitfähigkeit und eine bestimmte Wärmekapazität besitzt und somit einen Teil der entstehenden Reibungswärme absorbiert.

Würde man gedanklich den Sprung vom Modellversuch zu den am Patienten vorliegenden Verhältnissen vollziehen und den Prüfkörper mit dem Bohrkanal als einen Zahn mit Pulpencavum betrachten, so würde dies bedeuten, daß zwar auf die Zahnhartsubstanz und die angeschnittenen Odontoblastenfortsätze Temperaturanstiege von ca. 4 - 5° C einwirken können, im Pulpencavum dagegen die Temperaturerhöhungen in Abhängigkeit von der Dicke der belassenen Hartsubstanzschicht niedriger sind. Es muß jedoch beachtet werden, daß nach KLÖTZER (1973) die Pulpa mit ihren Odontoblastenfortsätzen unmittelbar an die Präparationsstelle heranreicht und der verbliebene Dentimantel somit nicht einfach als Wärmeisolator wirkt. Man kann also nicht vorbehaltlos von der Vorstellung ausgehen, daß das Ausmaß der Pulpaschädigung ausschließlich von der absoluten Temperaturerhöhung im Pulpencavum abhängt, sondern man muß bedenken, daß die Schädigung möglicherweise auf dem Weg über die Dentinkanälchen erfolgen könnte, da die darin verlaufenden Odontoblastenfortsätze an der Präparationsstelle durchtrennt werden und dabei direkt den thermischen Einflüssen ausgesetzt sind. Für diese Möglichkeit spricht die von KLÖTZER (1973) gefundene Tatsache, daß Hitzeschäden immer in dem Pulpaabschnitt auftreten, in dem die angeschnittenen Dentinkanälchen enden. Diese Erkenntnisse unterstreichen, daß die Messung der an der Kontaktstelle Instrument - Zahn auftretenden Temperaturanstiege sich dazu eignet, um die

"Pulpafreundlichkeit" von Antriebsgeräten zu beurteilen. Für die Praxis ergibt sich die Forderung, daß bei Verwendung höchsttouriger Geräte auch in pulpenfernen Bereichen eine sachgemäße Handhabung und Arbeitsweise zu erfolgen hat und daß die vorhandene Dentindecke nicht einfach als Schutz- und Sicherheitsfaktor für die Pulpa betrachtet werden sollte.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, daß der Mikromotor beim intermittierenden Schleifen mit einem diamantierten Schleifkörper unter ausreichender Kühlung mit 60 ccm Kühlwasser pro Minute bezüglich der Leistung der Turbine deutlich überlegen ist, wobei der im Vergleich zum Airotor geringfügig höhere Temperaturanstieg hinsichtlich der Gefahr einer thermischen Beeinflussung des beschliffenen Materials als unbedenklich angesehen werden kann.

Zum Schleifen in der Praxis kann auf Grund der eigenen Untersuchungen folgendes festgestellt werden:

1. Unter der Voraussetzung einer sachgemäßen Handhabung und Arbeitsweise — d. h. bei ausreichender Kühlung und intermittierendem Arbeiten unter ständiger Hin- und Herbewegung des Instrumentes — sind bei der Anwendung höchsttouriger Antriebsgeräte keine thermischen Noxen der Zahnhartsubstanzen und der Pulpa zu erwarten.

2. Schleifarbeiten lassen sich mit dem Mikromotor schneller bzw. wirtschaftlicher durchführen als mit der Turbine, wobei die Zeitersparnis nicht mit einem unvertretbaren Risiko einer thermischen Schädigung der Zähne des Patienten verbunden ist.

Die abschließenden Bemerkungen sollen sich auf die zu Beginn zitierte Veröffentlichung WÜTSCHNERS (1971) beziehen. Dieser Autor stellte bei einer Umfrage fest, daß von 50 befragten Zahnärzten bei der Kronenstumpfpräparation 47 vorwiegend die Turbine benutzen und lediglich die Feinpräparation mit dem Mikromotor vornehmen; zwei Zahnärzte präparieren unter Verzicht auf die Turbine ausschließlich mit dem Mikromotor, während ein Zahnarzt nur die Turbine verwendet. Diese Umfrageergebnisse, eine Überprüfung des Motors bezüglich der technischen Erwartungen, die an ein zahnärztliches Antriebsgerät geknüpft werden, sowie die Tatsache, daß die von Zahnärzten positiv beurteilte Durchzugskraft dem Mikromotor bei Abriebversuchen deutliche Vorteile gegenüber der Turbine verschaffte, veranlaßten WÜTSCHNER (1971) zu der Feststellung, daß die Vorteile des Mikromotors noch zu wenig erkannt und daher nicht voll ausgeschöpft werden.

Die eigenen Untersuchungen ergaben, daß das Schleifen bei Verwendung der beschriebenen Apparatur unter den vorgegebenen Versuchsbedingungen mit dem Mikromotor rationeller ist als mit der Turbine, wobei die festgestellten Temperaturerhöhungen nur unwesentlich höher liegen als bei dieser. Da alle Versuche unter identischen Bedingungen durchgeführt wurden, sind die Ergebnisse — zwar nicht absolut, sondern relativ — auf klinische Verhältnisse übertragbar; dies bedeutet, daß sich auch in der Praxis dieselbe Schleifarbeit unter gleichen Bedingungen mit dem Mikromotor schneller bewältigen ließe als mit der Turbine.

In einer Zeit, in der ergonomische Gesichtspunkte mehr und mehr in den Vordergrund rücken, erscheint die Tatsache, daß dieser Vorteil des Mikromotors kaum ausgeschöpft wird, unverständlich. Dies mag einerseits in dem Vorurteil begründet sein, "daß es einfach nichts Besseres als die Turbine mehr geben kann", das den Zahnarzt dazu verleitet, den Anwendungsbereich des Mikromotors zu eng abzugrenzen

oder andererseits in einem Defizit an wissenschaftlichen Untersuchungen über diese Probleme, wodurch keine ausreichenden Informationsmöglichkeiten gegeben sind.

Die vorliegende Arbeit gibt einige Hinweise für das höchsttourige Schleifen: sie soll dem Praktiker diesbezüglich Hilfestellung bei der Auswahl des geeignetsten Antriebsgerätes leisten und dazu beitragen, den Anwendungsbereich des Mikromotors an seine Möglichkeiten anzupassen.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt 70 Schleifversuche an genormten Elfenbeinprüfkörpern durchgeführt. Die quaderförmigen Prüfkörper mit den Abmessungen 12 x 8 x 3 mm (vgl. POLMAN-MOOY, 1961) waren in einer künstlichen Mundhöhle mit einer Innentemperatur von 31° C (vgl. MAYER, 1966) angeordnet.

Um eine weitgehend klinischen Verhältnissen entsprechende Schleifbewegung imitieren zu können, wurde eine Apparatur verwendet, die automatisch intermittierende Schleifvorgänge ausführte: eine Schleifbewegung bzw. ein Schleifintervall dauerte ca. 1,47 sec, wovon ca. 0,37 sec auf die Schleifdauer und ca. 1,10 sec auf die Pause entfielen, d. h. das Verhältnis von Schleifdauer : Pause = 3 : 1 (vgl. POLMAN-MOOY, 1961). Innerhalb der Schleifdauer wurde das Instrument 5 mm weit am Prüfkörper entlanggeführt d. h. die Länge der Schlifffläche betrug 5 mm (vgl. POLMAN-MOOY, 1961); die Schichtdicke des abgetragenen Materials d. h. die Schleiftiefe betrug 1,2 mm.

Alle Schliffe wurden unter Wasserstrahlkühlung durchgeführt, die 60 ccm Wasser pro Minute mit einer Temperatur von 32,9° C lieferte.

Die Temperaturmessung erfolgte mit Hilfe eines Eisen-Konstantan-Thermoelementes, das in einen im Prüfkörper angelegten Bohrkanal eingeführt wurde. Die Aufzeichnung, der zwischen den Thermodrähten auftretenden Thermospannung, erfolgte mittels eines Multicorder-Vielfach-Kompensationsschreibers.

Es wurden folgende Geräte verwendet:

Antriebsgeräte:

1. Siemens-Sirona-Mikromotor mit Übersetzungswinkelstück 1 : 3; Drehzahl 120 000 UpM.

2. KaVo-All-air-Turbine 615; Leerlaufdrehzahl 415 000 UpM.

Schleifkörper:

FG-Diamant-Schleifer Fig. 852 / ISO Nr. 014 der Firma Hager & Meisinger (zylindrisch, Kopfdurchmesser 1,4 mm)

Die angewandten Belastungen bzw. Vorschubkräfte betrugen beim Sirona-Motor 100, 200, 300 und 400 g, bei der KaVo-Turbine 30, 50 und 100 g (vgl. PANGIDIS, 1971).

Auf Grund dieser Untersuchungen können folgende Feststellungen getroffen werden:

1. Mit steigender Belastung bzw. Auflagekraft des Instrumentes auf dem Prüfkörper nimmt die Versuchsdauer ab, während der Temperaturanstieg größer wird. Die einzige Abweichung von diesem Grundsatz macht die Turbine bei der Erhöhung der Belastung von 50 g auf 100 g: hierbei wird der Temperaturanstieg kleiner, was auf den Drehzahlabfall des Instrumentes infolge des geringen Drehmomentes des Gerätes zurückzuführen ist.

2. Die kürzeste durchschnittliche Versuchsdauer ist bei der Turbine mit 214,1 sec um ca. 111 % länger als beim Mikromotor mit 101,4 sec. Das maschinengetriebene Instrument leistet demnach mehr als doppelt soviel wie das luftgetriebene.

3. Der maximale Durchschnitts-Temperaturanstieg liegt beim Elektromotor mit 4,27° C um ca. 13 % höher als beim Airotor mit 3,73° C. Beim Schleifen mit maschinengetriebenen Instrumenten treten also an der Kontaktstelle zwischen Instrument und Prüfkörper etwa um ein Achtel höhere Temperaturen auf als beim Schleifen mit turbinengetriebenen Instrumenten.

4. Unter den gegebenen Versuchsbedingungen d. h. bei sachgemäßer intermittierender Arbeitsweise unter ständiger Hin- und Herbewegung des Instrumentes und ausreichender Kühlung treten beim Schleifen mit höchsttourigen Antriebsgeräten Temperaturerhöhungen im Bereich von maximal 4 - 5° C auf, was in der Praxis keine thermischen Schädigungen der Zahnhartsubstanzen und der Pulpa befürchten läßt.

5. Bei Berücksichtigung sowohl wirtschaftlich-rationeller als auch medizinisch-physiologischer Gesichtspunkte empfiehlt sich für die Praxis beim Schleifen die Anwendung des Mikromotors, da er bezüglich dem Leistungsvermögen der Turbine deutlich überlegen ist, wobei die im Vergleich zur Turbine etwas höheren Temperaturanstiege keinen unvertretbaren Risikofaktor darstellen.

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. ADLER, F. — Über Hartmetallbohrer und den Einfluß von Vorschubkraft und Drehzahl beim Fräsen von Amalgam und Elfenbein. In: EICHNER, K. "Normal-, hoch- und höchsttouriges Bohren und Schleifen von Zahnhartsubstanzen". Carl Hanser Verlag, München 1966.

2. BLEICHER, P. — Begründung und Ursachen für die Verwendung von Mikromotoren in der zahnärztlichen Praxis. Sonderdruck aus: Der freie Zahnarzt, Heft Nr. 12/1971, Nr. 1-2/1972.

3. BOHREN, H. — Gehörschäden durch Dentalturbinen? Quintess. zahnärztl. Lit. 16, 59-63 (1965)

4. DRUM, W. — Elektromotoren und Luftmotoren Quintess. zahnärztl. Lit. 17, 97-101 (1966)

5. EICHNER, K. (a) — Bewertung des hoch- und höchsttourigen Schleifens bei der prothetischen Behandlung. DZZ, 15, 113-116 (1966)

(b) — Histologische Untersuchungen von menschlichen Zähnen nach hoch- und höchsttourigen Präparationen Zahnärztl. Rsch. 75, 23-27 (1966)

6. EICHNER, K.,
MOTSCH, A., KÜHL, W. Systematische Kavitäten- und Kronenstumpfpräparation mit klinischen Beispielen.
Fackler und Wagenbauer Verlag, München 1971

7. CAVALLI-SFORZA, L. Biometrie - Grundzüge biologisch-medizinischer Statistik
3. Auflage, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1972

8. ESCHER, F. Gehörschäden durch hochtourige Bohrmaschinen.
Schweizer. Mschr. Zahnhk. 70, 891-898 (1960)

9. FUHR, K. Zusammenfassende Darstellung unserer Erfahrungen mit Schnellstlaufgeräten.
ZWR, 63, 244-248 (1962)

10. FLOTTORP, G. Kann die zahnärztliche Bohrmaschine (Luftturbine) Gehörschäden hervorrufen?
Quintess. zahnärztl. Lit. 11, 29-33 (1966)

11. GARNIER, M. Zukunftsaussichten der Bohr- und Schleifmittel.
Quintess. zahnärztl. Lit. 20, 119-121 (1969)

12. GARNIER, M. und HOHMANN, E. Die Elektro-Kleinstbohrmaschine, ein neuer Nieder- und Mitteltourenantrieb.
ZWR 67, 16-17 (1966)

13. HENSEL, H. und MANN, G. — Temperaturschema und Wärmeleitung im menschlichen Zahn. Stoma 9, 76-83 (1956)

14. HERRMANN, M. — Bohren und Schleifen mit hohen Tourenzahlen. ZWR 59, 39-43 (1958)

15. HOFMANN, M. — Die Temperaturentwicklung im Pulpencavum beim Beschleifen der Zähne. DZZ,14, 472-478 (1959)

16. HOFMANN, M. — Die Temperaturentwicklung im Pulpencavum und an der Schnittfläche bei der Präparation der Zahnhartsubstanzen unter Verwendung der Turbine. DZZ, 16, 584-590 (1961)

17. HOFFMANN-AXTHELM, W. — Vom Fiedelbohrer zur Luftturbine (III). Quintess. zahnärztl. Lit. 19, 139-143 (1968)

18. HOFFMEISTER, E. — Luftantrieb oder Elektroantrieb. Quintess. zahnärztl. Lit. 19, 105-107 (1968)

19. HUNKIRCHEN, M. — Ist die Präparation vitaler Zähne ohne ausreichendem Spray bei Anwendung hoher und höchster (Drehzahlen) Umdrehungsgeschwindigkeiten zu verantworten? DZZ, 17, 1301-1310 (1962)

20. KERESZTESI, K. Das thermische Präparationstrauma. ZWR 64, 694-700 (1963)

21. KLÖTZER, W. T. Tierexperimentelle Prüfung von Materialien und Methoden der Kronen- und Brücken-Prothetik. Schweizer. Mschr. Zahnhk. 83 163-244 (1973)

22. KLOS, H. und ROTTKE, R. Experimentelle Untersuchungen zum Temperaturproblem beim höchsttourigen Bohren und Schleifen mit Turbinengeräten. DZZ, 15, 1659-1679 (1960)

23. KRESTEL, E. und HOHMANN, E. Elektronisch gesteuerter Dentalmotor. Sonderdruck aus Electro medica, 3 (1969)

24. LISANTI, V. F. and ZANDER, H. A. Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements of pulp temperature increase and their effect on the pulp tissue. J. Dent. Res. 31, 548-558 (1952)

25. MAEGLIN, B. Auswirkungen der Kavitätenpräparation mit höchsten Geschwindigkeiten in histologischen Untersuchungen. Schweiz. Mschr. Zahnhk. 70, 877-881 (1960)

26. MAYER, R. Eine Methode zur Messung des Quecksilberdampfdruckes insbesondere bei zahnärztlichen Verrichtungen. DZZ, 21, 799-803 (1966)

27. MORRANT, G. A. Die Luftturbine in der Zahnheilkunde. Quintess. zahnärztl. Lit. 26, 89-94 (1975)

28. PÄTZOLD, J., BEHNE, E. A. SEEGERS, W. Zur Turbinentechnik in der Zahnheilkunde. ZWR 60, 422-426 (1959)

29. PANGIDIS, C. Temperaturmessungen beim Ausbohren von Amalgamfüllungen. Med. Diss. Tübingen 1971

30. PLISCHKA, G. Ein Beitrag zum Problem der Airotortechnik. DZZ, 18, 1432-1436 (1963)

31. POLMAN-MOOY, A. Vergleichende Messungen der Temperaturerhöhung in Zahnhartsubstanzen beim höchsttourigen Schleifen unter Berücksichtigung der hoch- und normaltourigen Bereiche. Med. Diss. Berlin 1961

32. RAUBER, G. Die Wirkung der Reibungswärme auf das Dentin. DZZ, 17, 806-811 (1962)

33. RIETHE, P. Präparation und Pulpa DZZ, 24, 695-704 (1969)

34. STEIN, U. Die thermischen und mechanischen Einflüsse auf die Zahnhartsubstanzen durch normal-, hoch- und höchsttourige Präparation. Med. Diss., Berlin (1963)

35. STROH, W. Schleifleistung zahnärztlicher Diamanten bei hohen und höchsten Umdrehungen.
In: EICHNER, K. "Normal-, hoch- und höchsttouriges Bohren und Schleifen von Zahnhartsubstanzen"
Carl Hanser Verlag, München (1966)

36. STÜBEN, J. und HOPPE, W. F. Experimentelle Untersuchungen über die Veränderungen der Pulpa nach normal- und höchsttourigem Schleifen und Bohren im histologischen Bild.
DZZ, 19, 601-611 (1964)

37. TITKEMEYER, W. Bohren und Schleifen in den drei Tourenbereichen mittels üblicher elektrischer Bohrmaschine.
ZWR 62, 12-16 (1961)

38. TSCHAMER, H. Vor- und Nachteile der Airotorbehandlung.
Zahnärztl. Praxis, 14, 211-212 (1963)

39. VIOHL, J. (a) Die Vibrationsschwelle am menschlichen Zahn.
DZZ, 18, 146-153 (1963)

(b) Untersuchungen über die Streuung der Abriebleistung turbinengetriebener diamantierter Instrumente.
DZZ, 18, 154-157 (1963)

40. WALSER, G. Experimentell-physikalische Untersuchungen über das Bohren und Schleifen mit turbinengetriebenen Instrumenten bei höchsten Drehzahlen.
Med. Diss. Mainz 1959

41. WÜTSCHNER, J. Vor- und Nachteile des Mikromotors in der zahnärztlichen Praxis.
Med. Diss. Heidelberg 1971

Zum Schluß der Arbeit möchte ich Herrn Professor Dr. E. Körber für die Durchsicht des Manuskriptes sowie für die Übernahme der Berichterstattung recht herzlich danken.

Daneben darf ich Herrn Oberarzt Dr. C. Pangidis für die Anregung zu dieser Arbeit und für die Beratung beim Aufbau der Versuchsanordnung meinen Dank aussprechen.

Dem Industriemeister Herrn Erhard Schweitzer danke ich für die Hilfe bei der Fertigung der Elfenbeinprüfkörper und der technischen Details.

Lebenslauf

Am 12. April 1952 wurde ich, Rolf Miller, als Sohn des Zahnarztes Karl Miller und seiner Ehefrau Anni, geborene Hospach, in Sigmaringen geboren.

Nach vierjährigem Besuch der Volksschule in Weilstetten trat ich 1963 in das Gymnasium Balingen ein, wo ich am 29. Juni 1971 die Reifeprüfung ablegte.

Im Oktober 1971 begann ich an der Universität Tübingen das Studium der Zahlheilkunde. Die zahnärztliche Vorprüfung absolvierte ich hier am 4. April 1974.

Die zahnärztliche Prüfung legte ich am 21. Juni 1977 ab.